

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Análise Mecânica do Cérebro Humano utilizando
Técnicas Avançadas de Discretização Sem Malha**

Marlene Monteiro da Silva

Dissertação

**Orientador: Professor Jorge Américo de Oliveira Pinto Belinha
Co-orientador: Professor Renato Manuel Natal Jorge**

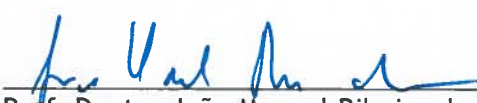
17 de Junho de 2018

A Dissertação intitulada


“Análise Mecânica do Cérebro Humano Utilizando Técnicas Avançadas de Discretização Sem Malha”

foi aprovada em provas realizadas em 05-07-2018

o júri


Presidente Prof. Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares
Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U.Porto


Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha
Investigador Pós-Doutoramento do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial da U. Porto - INEGI - U.Porto


Doutora Carla Maria da Cunha Roque
Investigadora do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial da U. Porto - INEGI - U.Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Marlene Monteiro da Silva

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

Lesões cerebrais são uma das principais causas de morte ou incapacidade permanente, afetando o funcionamento físico, cognitivo, social e emocional das pessoas. É um problema de saúde com custos socioeconômicos significativos, que também tem repercussões na família do lesado. [1], [2]

Este trabalho tem como objetivo analisar o comportamento mecânico do tecido cerebral, utilizando diferentes métodos, tais como o FEM e métodos sem malha. É feita uma análise elasto-estática, onde uma aceleração é aplicada ao cérebro e uma análise dinâmica (vibrações livres) para se ficar a conhecer a frequência natural do cérebro, permitindo assim, perceber se frequências da vida quotidiana vão provocar lesão no tecido cerebral.

Em termos genéricos, este trabalho permitiu concluir que os métodos utilizados são semelhantes, havendo pequenas diferenças nos valores de tensão obtidos. Deste modo, todos os métodos utilizados, são uma ferramenta poderosa para simular o comportamento biomecânico do tecido cerebral.

Abstract

Brain injuries are a leading cause of death or permanent disability, affecting people's physical, cognitive, social and emotional functioning. It is a health problem with significant socio-economic costs, which also has repercussions on the family of the victim. [1], [2]

This work aims to analyse the mechanical behaviour of brain tissue, using different methods, such as FEM, and meshless methods. An elasto-static analysis is performed, where an acceleration is applied to the brain and a dynamic analysis (free vibrations) is made to know the natural frequency of the brain, thus allowing us to see if frequencies of daily life will cause tissue damage.

In general terms, this work allowed to conclude that the methods used are similar, with small differences in the stress values obtained. Thus, all methods used are a powerful tool to simulate the biomechanical behaviour of brain tissue.

Agradecimentos

Em geral, quero agradecer a todas as pessoas que, de alguma forma, contribuíram para a pessoa que sou hoje. A todos aqueles que aplaudiram o meu sucesso, me levantaram no meu fracasso e sempre apoiaram as minhas decisões, o meu sincero agradecimento.

Em especial, quero agradecer:

Ao meu orientador, Professor Jorge Belinha, pelo tempo disponibilizado para a concretização deste trabalho. Sem a sua orientação, este trabalho não era possível;

Aos meus amigos de sempre e àqueles que foram aparecendo, pelo apoio e paciência;

À minha família em geral. Tenho sorte em ter uma família unida que me apoia e me motiva a ser cada vez mais e melhor.

Aos meus pais e irmã. O amor deles é tão incondicional e o seu apoio tão fundamental. Obrigada

Reconhecimentos Institucionais

O autor reconhece verdadeiramente as condições de trabalho proporcionadas pela Divisão de Mecânica Aplicada (SMAp) do Departamento de Engenharia Mecânica (DEMec) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), e pelo projecto MIT-Portugal “MIT-EXPL/ISF/0084/2017”, financiado pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts (EUA) e pelo “Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia ” (Portugal).

Além disso, o autor agradece o financiamento do Projeto NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, co-financiado pelo Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

Por fim, o autor reconhece a colaboração sinérgica com os colaboradores do “Computational Mechanics Research Laboratory CMech-Lab” (ISEP / FEUP / INEGI), e o seu director, Prof. Dr. Jorge Belinha e seus assessores seniores, Prof. Dr. Renato Natal Jorge e Prof. Dr. Lúcia Dinis.

“Mesmo desacreditado e ignorado por todos, não posso desistir, pois para mim,
vencer é nunca desistir.”
Albert Einstein

Índice

1	Introdução.....	1
2	Cérebro	4
2.1.	Anatomia.....	4
2.2.	Lesões na Cabeça.....	7
2.2.1.	Fratura do Crânio.....	8
2.2.2.	Lesões Focais.....	8
2.2.2.1.	Hematoma Epidural.	8
2.2.2.2.	Hematoma Subdural.	9
2.2.2.3.	Contusão.	9
2.2.2.4.	Hematoma Intracerebral.	9
2.2.3.	Lesões Difusas.....	10
2.2.3.1.	Concussão.....	10
2.2.3.2.	Lesão Axonal Difusa	10
2.3.	Propriedades Mecânicas.....	10
2.4.	Solicitações do Cérebro	12
2.4.1.	Cargas e Forças	13
2.4.2.	Vibrações	14
3	Métodos Numéricos e Mecânica dos Sólidos.....	18
3.1.	Método dos Elementos Finitos	18
3.1.1.	Simulação Numérica	19
3.1.2.	Discretização pelo Método dos Elementos Finitos - Elementos 3D	20
3.2.	Método sem Malha	24
3.2.1.	Procedimento Geral sem Malha.....	25
3.2.2.	Conectividade Nodal	26
3.2.2.1.	RPIM.....	26
3.2.2.2.	NNRPIM	26
3.2.3.	Integração Numérica.....	27
3.2.3.1.	RPIM.....	27
3.2.3.2.	NNRPIM	27
3.2.4.	Funções de Interpolação	28

3.3.	Mecânica dos Sólidos.....	30
3.3.1.	Fundamentos	30
3.3.2.	Forma Fraca	32
3.3.2.1.	Forma fraca de Galerkin	32
3.3.3.	Sistema de Equações discreto.....	35
4	Estado da Arte	38
4.1.	Modelos de Elementos Finitos.....	38
4.2.	Modelos sem Malha.....	42
4.3.	Leis de Materiais utilizados.....	43
4.4.	Vibrações	44
5	Simulação Biomecânica do Tecido Cerebral	46
5.1.	Modelo 2D utilizado	46
5.2.	Modelo 3D utilizado	47
5.3.	Propriedades Mecânicas utilizadas	48
6	Resultados.....	50
6.1.	Aplicação de Aceleração	50
6.1.1.	Modelo 2D.....	50
6.1.2.	Modelo 3D.....	60
6.2.	Análise de Vibrações Livres.....	64
6.2.1.	Modelo 2D.....	64
6.2.2.	Modelo 3D.....	66
6.3.	Discussão de Resultados.....	67
7	Conclusões	69
7.1.	Considerações Finais.....	70

Lista de figuras

Figura 2.1: Subcamadas do Cérebro (adaptado de [19])

Figura 2.2: Representação dos lobos externos do cérebro (adaptado de [18])

Figura 2.3: Tipos de fraturas do crânio (adaptado de [22])

Figura 2.4: Tipos de Lesões cerebrais focais (adaptado de [25])

Figura 2.5: Lesão Axonal Difusa (adaptado de [22])

Figura 2.6: Lesão cerebral de golpe e contragolpe causada por um impacto frontal (adaptado de [41])

Figura 2.7: Mecanismo do Hematoma Subdural (adaptado de [42])

Figura 2.8: Sistema de eixos coordenados de referência, definidos pela norma ISO 2631: a) sentado; b) de pé; c) deitado (adaptado de [9])

Figura 2.9: Modelo mecânico com indicação das frequências de ressonância das diferentes partes do corpo (adaptado de [40])

Figura 3.1: Processo de discretização de um domínio

Figura 3.2: Tetraedro de face plana de quarto nós

Figura 3.3: Discretização nodal do domínio do problema: (a) Domínio sólido; (b) Discretização nodal regular; (c) Discretização nodal irregular (adaptado de [60])

Figura 3.4: Exemplos de diferentes tipos de domínios de influência: (a) Domínio de Influência com forma retangular fixa; (b) Domínio de Influência com forma circular fixa; (c) Domínio de influência com forma circular variável (adaptado de [60])

Figura 3.5: (a) Célula de Influência de primeiro grau; (b) Célula de Influência de segundo grau; (c) Representação de sub-células formando a célula de Voronoï e representação esquemática de pontos de integração 4 x 4 dentro de uma sub-célula (adaptado de [67])

Figura 3.6: (a) Domínio sólido dividido numa grelha regular; (b) transformação de um quadrado quadrilátero num quadrado isoparamétrico e aplicação da regra de quadratura 2 x 2 (adaptado de [60])

Figura 4.1: Geometria do modelo ULP com indicação das estruturas modeladas e o tipo de elementos utilizado (adaptado de [20])

Figura 4.2: Modelos utilizados pelo trabalho conduzido por Tse et al [1] (A) Modelo 1, com demonstração à direita do modelo em malha que mostra a visão no meio sagital do crânio e do líquido cefalorraquidiano, exceto o cérebro (B) Modelo 2, com demonstração à direita do modelo em malha que mostra a complexidade da integração dos tecidos do cérebro nos seus componentes segmentados

Figura 4.3: Geometria do modelo utilizado no estudo conduzido por Zhang et al [88]. Apresenta o domínio discretizado com nós e com a grelha de integração tetraédrica e a área circular representa os nós que estão sob deslocamento prescrito durante a indentação. (adaptado de [88])

Figura 5.1: Modelo 2D com restrições de $\bar{u} = 0 \wedge \bar{v} = 0$ nos nós exteriores ao osso do crânio

Figura 5.2: Imagem do Modelo 3D representativo de metade do cérebro

Figura 6.1: Modelo 2D com indicação dos diferentes sentidos do vetor aceleração a que é submetido. Notar que $\|a_1\| = \|a_2\| = \|a_3\| = \|a_4\| = \|a_5\| = 2.0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$

Figura 6.2: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_1 , onde o vetor é $(-1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.3: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises, σ_{ef} , aplicando a_2 , onde o vetor é $(0; -2.0 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.4: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_3 , onde o vetor é $(1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.5: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_4 , onde o vetor é $(2.0 \times 10^6; 0)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.6: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_5 , onde o vetor é $(1.4142 \times 10^6; 1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.7: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_1

Figura 6.8: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_2

Figura 6.9: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_3

Figura 6.10: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_4

Figura 6.11: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_5

Figura 6.12: Representação do modelo 3D no plano Oyz , com indicação diferentes sentidos do vetor aceleração a que é submetido. Notar que $\|a_1\| = \|a_2\| = \|a_3\| = \|a_4\| = \|a_5\| = 2.0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$

Figura 6.13: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_1 , onde o vetor é $(0; 1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.14: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_2 , onde o vetor é $(0; 0; -2.0 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.15: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_3 , onde o vetor é $(0; -1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.16: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_4 , onde o vetor é $(0; -2.0 \times 10^6; 0)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.17: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_5 , onde o vetor é $(0; -1.4142 \times 10^6; 1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.18: Mapas de cores representativos dos primeiros dez modos de vibração utilizando os diferentes métodos: FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Figura 6.19: Mapas de cores representativos dos primeiros dez modos de vibração utilizando o FEM

Lista de tabelas

Tabela 2.1: Exemplos de propriedades mecânicas utilizadas nos diferentes estudos

Tabela 4.1: Exemplos de frequências de vibrações medidas experimentalmente

Tabela 5.1: Propriedades Mecânicas do Modelo

Tabela 6.1: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a1

Tabela 6.2: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a2

Tabela 6.3: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a3

Tabela 6.4: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a4

Tabela 6.5: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a5

Tabela 6.6: Frequências máximas detetadas para os primeiros dez modos de vibração, para os diferentes métodos: FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Tabela 6.7: Frequências máximas detetadas para os primeiros dez modos de vibração utilizando o FEM

Lista de Abreviaturas

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
EFG	Element Free Galerkin
HSD	Hematoma Subdural
ICP	Intracranial Pressure
LCR	Líquido Cefalorraquidiano
MEF	Método dos Elementos Finitos
MLPG	<i>Meshless Local Petrov-Galerkin</i>
MQ	Multiquadrática
NEM	<i>Natural Element Method</i>
NNFEM	<i>Natural Neighbour Finite Element Method</i>
NNRPIM	<i>Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PIM	<i>Point Interpolation Method</i>
RBF	<i>Radial Base Functions</i>
RPI	<i>Radial Point Interpolator</i>
RPIM	<i>Radial Point Interpolation Method</i>
SED	Strain Energy Deformation
SPCP	Sintomas Pós-Concussão Persistente
VCI	Vibração no Corpo Inteiro

Capítulo 1

Introdução

Lesões cerebrais são uma das principais causas de morte ou incapacidade permanente, afetando o funcionamento físico, cognitivo, social e emocional das pessoas. É, portanto, um problema de saúde com custos socioeconômicos significativos, que também tem repercussões na família do lesado. [1], [2] Globalmente, a cada ano, mais de 10 milhões de pessoas sofrem de lesões cerebrais traumáticas suficientemente graves para resultar em hospitalização ou mesmo em morte. Além do mais, de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), em 2020, as lesões cerebrais traumáticas vão superar muitas doenças no que diz respeito à principal causa de morte e deficiência.[3]

As lesões cerebrais podem ocorrer em diversos contextos como em acidentes rodoviários, quedas ou no desporto.[4] Aliás, em contexto de atividade desportiva estima-se que ocorra uma incidência de 15% de todas as lesões cerebrais traumáticas. [5]

São diversos os tipos de lesão de cabeça que foram estudados utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF) tais como fraturas do crânio, lesões focais e lesões difusas. Cada uma destas lesões ocorre de um modo distinto. Existem aquelas que são o resultado da aplicação de forças e/ou movimentos abruptos da cabeça [6], ou que resultam de acelerações translacionais e/ou rotacionais [6], [7] A aplicação da vibração contínua também resulta em efeitos negativos na cabeça, [8] mas neste caso o mecanismo ainda não é bem conhecido, uma vez que a maioria dos vários modelos biomecânicos utilizados no âmbito das vibrações centram-se no desconforto produzido e na carga biomecânica induzida ao nível da coluna vertebral. [9] No entanto, existe uma relação direta entre a exposição continuada de vibrações no corpo inteiro (VCI) e a predisposição de desenvolvimento de dores de cabeça crônicas. [8]

1.1. Motivação

Ao longo dos anos, diversos estudos experimentais foram realizados para determinar as propriedades mecânicas do tecido cerebral. Na literatura, as propriedades utilizadas apresen-

tam diversos valores e isso deve-se às limitações e aos diferentes ambientes utilizados nos testes experimentais. Desta forma, nos últimos anos, várias versões de modelos FE da cabeça foram desenvolvidas e validadas. [10] Embora a biofidelidade dos modelos depende de vários fatores, o recurso à simulação computacional tem provado ser uma ferramenta poderosa [11] para ajudar na compreensão dos mecanismos de lesões e quantificar os parâmetros relacionados com um estímulo específico para que as tolerâncias de uma lesão possam ser formuladas.[12]

1.2. Objetivos

O presente trabalho tem como objetivo analisar como o tecido cerebral se comporta após a aplicação de um estímulo, neste caso a aceleração. A aceleração foi aplicada aos modelos (2D e 3D) em diversos sentidos de forma a compreender-se se as tensões resultantes são diferentes. O valor do módulo dos vetores aceleração é sempre o mesmo, sendo igual a $2.0 \times 10^6 \text{ mm/s}^2$, valor obtido na literatura que representa o valor da aceleração obtido experimentalmente após um caso geral de impacto.

De seguida, neste trabalho será feita uma análise dinâmica (vibrações livres), na qual os primeiros 10 modos de vibração serão analisados. De seguida, serão retiradas as frequências máximas detetadas, as quais representam a frequência natural do cérebro, de modo a entender se tarefas realizadas com alguma vibração afetam o tecido cerebral.

As análises acima descritas serão feitas utilizando vários métodos computacionais, nomeadamente o FEM e métodos sem malha (RPIM e NNRPIM). A utilização destes métodos tem como objetivo comparar os resultados obtidos com cada um.

1.3. Estrutura do Documento

Este documento está organizado em vários capítulos. No Capítulo 1 é possível encontrar uma breve referência à introdução e aos principais objetivos do trabalho. No Capítulo 2 é apresentada uma pequena descrição da anatomia do cérebro e das principais lesões que este pode sofrer e, de seguida, faz-se uma referência a algumas propriedades mecânicas deste órgão vital e das solicitações que o cérebro experimenta (cargas/forças e vibrações). O Capítulo 3 foca os diferentes métodos numéricos, tais como o MEF e o sem Malha, descrevendo sucintamente a sua formulação e faz uma introdução de noções básicas de mecânica dos sólidos. O Capítulo 4 descreve alguns modelos da cabeça desenvolvidos e utilizados em alguns trabalhos, fazendo referência ao modelo constitutivo utilizado. Este capítulo foca também vibrações, obtidas experimentalmente, de potenciais fontes, tais como máquinas utilizadas na construção e comboios. O Capítulo 5 mostra os modelos utilizados para a realização deste trabalho, descrevendo a sua geometria, bem como as condições de fronteira utilizadas. É de

salientar que os modelos apresentados foram cedidos, uma vez que este trabalho é uma continuação do trabalho realizado por Marques et al. [103]. Neste capítulo também são apresentadas as propriedades mecânicas utilizadas para este estudo. O Capítulo 6 apresenta os resultados obtidos. Foi feita uma análise elasto-estática, submetendo os modelos apresentados no Capítulo 5 a uma aceleração e, de seguida foi realizada uma análise dinâmica (vibrações livres), para se retirar a frequência natural do cérebro e, posteriormente, comparar com as vibrações obtidas, de forma experimental, no capítulo 4. Por fim, o último capítulo mostra as principais conclusões a retirar deste trabalho e considerações finais.

Capítulo 2

Cérebro

O cérebro é um dos órgãos mais importantes do corpo humano, uma vez que está destinado a diversas funções, como receber impressões sensitivas, elaborar reações motoras voluntárias e ser o local onde operações psíquicas importantes e complexas ocorrem. Deste modo, é um dos órgãos que maior preocupação deve receber na proteção ao trauma, uma vez que as lesões neste órgão podem ser irreversíveis e gerar consequências devastadoras,[6] pois o funcionamento físico, cognitivo, social e emocional do indivíduo podem ser afetados.

Desde 1950, que a lesão cerebral traumática tem sido causa de morbilidade e mortalidade,[13], [14] e está presente em diversas áreas, tais como o desporto, guerra, acidentes de viação ou de trabalho.[2] Este tipo de lesão é uma importante causa de morte e de admissões hospitalares na Europa e, por isso, deve ser considerado um grave problema de saúde pública. Por exemplo, em Portugal, de todas as lesões, cerca de 33% das mortes são devidas às lesões cerebrais traumáticas.[14]

Assim sendo, conhecer o cérebro desde a sua anatomia até às suas propriedades mecânicas e compreender as lesões cerebrais é uma tarefa importante, uma vez que conhecer e simular o cérebro humano pode desencadear pesquisas e descobertas importantes.[15]

Este capítulo começa com a descrição da anatomia do cérebro, seguido da explicação das lesões e como elas ocorrem neste tecido. Aborda-se também as propriedades mecânicas do tecido cerebral, seguindo-se a abordagem a estímulos externos a que a cabeça e, consequentemente o cérebro, podem estar expostos.

2.1. Anatomia

A cabeça é uma estrutura complexa do corpo, composta por vários ossos e tecidos moles.[16] Pode ser descrita como uma estrutura multicamada onde o couro cabeludo é a camada mais exterior, seguindo-se o osso do crânio, as meninges, o líquido cefalorraquidiano (LCR) e, por fim, o cérebro,[17] como se pode verificar Figura 2.1.

O cérebro é dos órgãos mais complexos do corpo humano. Embora a sua função ainda não esteja completamente compreendida, o cérebro intervém no comportamento de simples movimentos, nas percepções sensoriais, na aprendizagem, na memória e no pensamento.[18] Este órgão possui uma média de 2% do peso total do corpo e é o principal constituinte do sistema nervoso, representando cerca de 98% do peso do sistema nervoso.[6], [18]

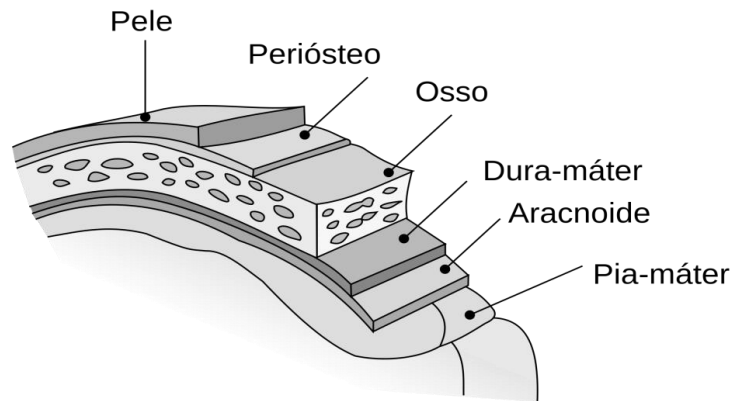


Figura 2.1: Subcamadas do Cérebro (adaptado de [19])

Estruturalmente, o cérebro pode ser subdividido em cinco partes distintas: cérebro¹, cerebelo, mesencéfalo, ponte e medula oblonga,[6] embora outros autores resumam estas últimas três estruturas ao tronco encefálico.[17] Este órgão possui ainda outras estruturas como ventrículos, artérias, veias, nervos e glândulas.[6]

A grande porção frontal do órgão em questão, o cérebro, é dividida nos hemisférios cerebrais direito e esquerdo, que são parcialmente separados um do outro na linha média pela fissura cerebral longitudinal.[6] O córtex cerebral, nome dado à superfície do cérebro, tem uma área de superfície de cerca de 2200 cm² e é constituído por massa cinzenta.[18] Apresenta um sistema de dobras no qual às zonas mais profundas dá-se o nome de sulcos e às zonas mais altas dá-se o nome de giros.[6] Os hemisférios estão, convencionalmente, divididos em seis lóbulos: frontal, parietal, occipital, temporal, central e límbico, [17] embora apenas os primeiros quatro referenciados sejam externos, como se pode ver na Figura 2.2. O interior de cada hemisfério cerebral é constituído por massa branca e tem como função interconectar partes dos hemisférios cerebrais com outras partes do sistema nervoso central.[6] No interior massa branca existem pequenas concentrações de massa cinzenta a que se dá o nome de núcleos. O cérebro é constituído por duas estruturas - o telencéfalo e o diencéfalo.[17] Esta última estrutura consiste no tálamo, no subtálamo e no hipotálamo. Cada parte possui uma função específica e diferente: o tálamo é a principal estação de integração para a informação sensorial antes de atingir o nível de percepção consciente; o subtálamo é importante para o controlo do motor; e o hipotálamo é uma parte do sistema endócrino.[18]

¹ O cérebro é uma grande porção frontal de todo o órgão, tendo por isso, o mesmo nome. Em inglês, quando nos referimos apenas à parte do órgão diz-se *cerebrum* enquanto todo o órgão é designado por *brain*.

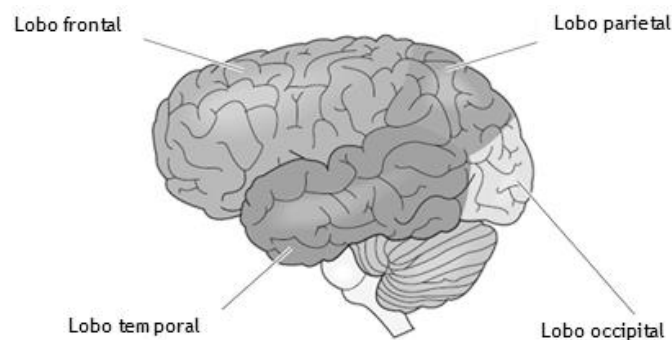


Figura 2.2: Representação dos lobos externos do cérebro (adaptado de [18])

O cerebelo consiste em dois hemisférios unidos por uma parte média estreita chamada vérmis. Tal como no cérebro, a parte externa do cerebelo é constituída por massa cinzenta enquanto a parte interna é constituída por massa branca.[6] Apesar de o cerebelo representar apenas 10% do volume do sistema nervoso central, conta com cerca de 50% de todos os neurónios do sistema nervoso central, uma vez que recebe muita informação de quase todos os tipos de recetores no sistema nervoso, incluindo o visual e o auditivo.[18]

O mesencéfalo é uma estrutura que liga hemisférios cerebrais à ponte. É composto por dois talos que consistem em fibras que passam de e para os hemisférios cerebrais acima e também contém núcleos de massa cinzenta.[6] O mesencéfalo tem diferentes grupos de neurónios que são responsáveis pelo controlo do movimento dos olhos, controlo motor e que estão envolvidos na retransmissão de sinais relacionados à audição e à visão.[18] Numa posição mais inferior ao mesencéfalo encontra-se a ponte, que contém neurónios que controlam a mastigação, o movimento dos olhos e os músculos faciais. Esta estrutura também recebe informações sensoriais do rosto, couro cabeludo, boca e nariz e também está envolvido no processamento de informações relacionadas à audição e ao equilíbrio.[18] A ponte é composta por fibras nervosas de massa branca que conectam os hemisférios cerebelares e contém núcleos de massa cinzenta para alguns dos nervos cranianos.[6] A medula oblonga (ou apenas a medula) é a parte mais inferior do tronco encefálico. Contém neurónios que inervam os músculos do pescoço e da língua. Ambos, medula e ponte, estão envolvidos no controlo da pressão arterial, frequência cardíaca, respiração e digestão.[18] Toda a constituição do tronco encefálico, ou seja, o conjunto da medula, mesencéfalo e ponte, contém núcleos de massa cinzenta.[6]

As meninges são três camadas de tecido conjuntivo (dura-máter, a aracnoide e a pia-máter) que protegem o cérebro e a medula espinal [6], [17] e que também fazem parte da parede dos vasos sanguíneos e das bainhas dos nervos quando entram no cérebro e à medida que emergem do crânio. [6] Uma das funções das meninges é isolar o cérebro e a medula espinal dos ossos circundantes.[6] A membrana mais grossa e mais próxima ao crânio é a dura-máter, que pode ainda ser dividida em duas subcamadas: a camada meníngea (ou dura-máter interna) e a camada periosteal (ou dura-máter externa), sendo que a última referida funciona

como o periósteo do crânio.[6], [17] A membrana central é designada de aracnoide. É uma camada fina, avascular e delicada, que não segue os sulcos do cérebro, alternando de giro em giro.[17] A camada mais interna e mais fina é a pia-máter. Ao contrário da aracnoide, esta camada mergulha em cada sulco do cérebro e possui inúmeros vasos sanguíneos que alimentam o tecido neural subjacente.[6], [17] A pia-máter é separada da aracnoide pelo espaço subaracnoídeo, que possui LCR e grandes vasos sanguíneos.[6]

O LCR é um fluido incolor que preenche o espaço subaracnoídeo e os ventrículos do cérebro. Este fluido é constituído por água, algumas proteínas, gases em solução, alguns iões e algumas células brancas e tem duas funções principais: suporte físico e homeostasia.[17] Uma vez que o espaço subaracnoídeo do cérebro é diretamente contínuo com o da medula espinal, esta última é suspensa num tubo de LCR. Assim, num movimento normal, um encolhimento ou expansão do cérebro corresponde, respetivamente, a uma expansão ou encolhimento do LCR.[6] Existe cerca de 140 ml de LCR que circulam constantemente e rodeiam o cérebro. Este volume total é substituído várias vezes ao longo do dia devido à constante produção e reabsorção do líquido.[17] O LCR serve, também, como um amortecedor e ajuda a suportar o peso do cérebro [6] reduzindo cerca de 60 vezes o seu peso. [17]

O crânio é a estrutura mais complexa do esqueleto. Os ossos que compõem a parte do crânio que envolve o cérebro são o osso frontal, dois ossos parietais, dois ossos temporais e o osso occipital. Estes ossos têm uma estrutura única, pois são constituídos por duas camadas densas de osso compacto separadas por uma camada de osso trabecular.[16] A sua espessura varia entre 4 e 7 mm para acomodar e proteger todos os componentes da cabeça (cérebro, olhos, orelhas, nariz e dentes).[6] Na zona lateral da cabeça, a espessura é mais fina, pelo que consequências clínicas resultantes de uma fratura do crânio neste local podem ainda ser mais graves.[16]

Por fim, a camada mais externa da cabeça - couro cabeludo- cobre a parte superior, posterior e lateral da cabeça [16] e a sua espessura varia entre os 5 e os 7 mm.[6] Embora seja constituído por três camadas (camada cutânea, camada subcutânea e periósteo), quando uma força de tração é aplicada, as três camadas externas respondem em conjunto.[6]

2.2. Lesões na Cabeça

As lesões na cabeça referem, geralmente, lesões sofridas no cérebro ou no crânio e ocorrem quando a capacidade dos tecidos da cabeça é excedida. Habitualmente, este tipo de lesões acontece devido a acidentes, quedas ou agressões, intencionais ou não intencionais. [20] Devido à complexidade da anatomia do cérebro e à complexidade da aplicação da carga/força e dos seus efeitos, as causas das lesões da cabeça são difíceis de serem totalmente compreendidas.[12] As lesões sofridas no crânio passam maioritariamente pela sua fratura, enquanto as lesões sofridas no cérebro são classificadas em duas categorias: lesões focais e lesões difusas. [6], [12], [21]

2.2.1. Fratura do Crânio

A resposta da cabeça a uma carga depende muito do crânio, uma vez que este representa a componente estrutural principal da cabeça. Alguns impactos mais graves no crânio podem desenvolver lesões cerebrais e, por isso, se torna fundamental entender a deformação e a fratura do crânio. [23] Existem três tipos principais de fratura - fratura linear, fratura depressiva e fratura composta - como se pode ver na Figura 2.3. As fraturas lineares, normalmente ocorrem sem que haja nenhum deslocamento ósseo enquanto nas fraturas depressivas esse deslocamento é observado. As fraturas compostas são aquelas onde se formam múltiplos fragmentos ósseos, que podem ou não estar deslocados.[22] No contexto clínico, a presença ou ausência das fraturas lineares parece não ter um grande significado para a evolução de uma lesão cerebral, porém o assunto ainda é controverso.[6]

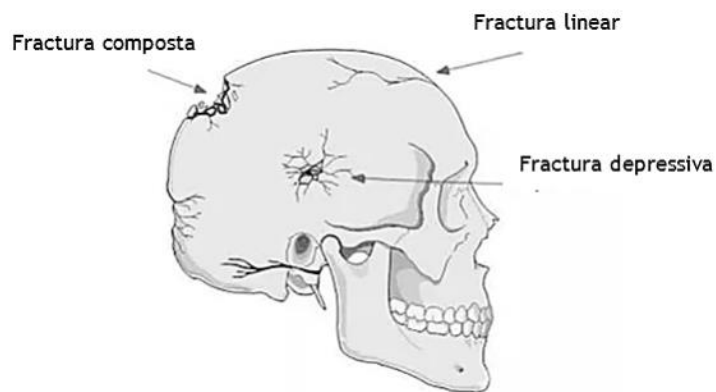


Figura 2.3: Tipos de fraturas do crânio (adaptado de [22])

2.2.2. Lesões Focais

Em casos graves de lesão cerebral traumática, as lesões focais costumam estar presentes, uma vez que estas são devido a impactos diretos severos.[21] Desta forma, as lesões focais assumem a forma de contusões ou hematomas intracranianos, tais como os hematomas epidurais, subdurais e intracerebrais.[6], [12]

2.2.2.1. Hematoma Epidural.

O hematoma epidural é uma quantidade de sangue entre a camada periosteal da membrana dura-máter das meninges e o crânio,[16] tal como mostra a Figura 2.4 (A). Ocorre em, aproximadamente 2% das lesões cerebrais e, geralmente, ocorre em simultâneo com fratura no crânio. Anatomicamente, o hematoma epidural ocorre, normalmente, na zona temporal, uma vez que, como dito anteriormente, é a zona com menor espessura, tornando-se, por isso, mais flexível. Assim, com um impacto direto, esta zona facilmente se deforma.[17] A taxa de mortalidade de vários estudos ronda os 15% a 43% e varia com diversos fatores como a idade. [6]

2.2.2.2. Hematoma Subdural.

Um hematoma subdural desenvolve-se entre a dura-máter e a aracnoide,[16] tal como representado na Figura 2.4 (C). Geralmente, este tipo de lesão é induzido pela rutura das veias de ponte, havendo pouca evidência de dano cerebral. [17] O hematoma subdural agudo tem três origens: laceração direta das veias e artérias corticais, hemorragia de contusão no espaço subdural e, a mais comum, o rompimento de veias que atravessam o espaço subdural. [6] Após um impacto na cabeça, existe um deslocamento relativo entre o cérebro e o crânio, dando-se uma deformação longitudinal nas veias, levando ao seu rompimento e, consequentemente à ocorrência do hematoma subdural.[24] Como o sangue se pode espalhar em todo o espaço subdural, os hematomas subdurais são mais extensos e estão relacionados com taxas de mortalidade e morbilidade maiores que os hematomas epidurais.[17]

2.2.2.3. Contusão.

Uma contusão é um tipo de lesão cerebral causado pelo contacto entre o cérebro e o crânio ou pela rápida aceleração-desaceleração da cabeça, sendo a lesão mais frequente após o impacto da cabeça.[17] Geralmente, as contusões ocorrem em dois locais: no local de impacto (golpe) e no lado oposto (contragolpe), sendo que estas últimas são mais significativas. Frequentemente, este tipo de lesão é múltiplo e está associado a outras lesões tais como a hemorragia subdural e epidural e à fratura do crânio em 60-80% das vezes. A taxa de mortalidade causada por contusões é relatada em 25-60%.[6]

2.2.2.4. Hematoma Intracerebral.

Os hematomas intracerebrais são quantidades homogêneas de sangue bem delimitadas, [6] que geralmente ocorrem dentro do tecido cerebral (ver Figura 2.4(B)).[17] Frequentemente são causadas pela rutura de vasos sanguíneos, resultantes de uma rápida aceleração-desaceleração da cabeça.[17]

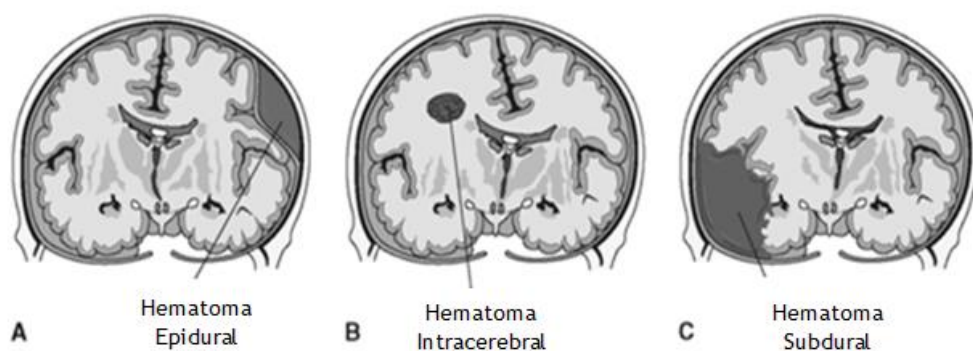


Figura 2.4: Tipos de Lesões cerebrais focais (adaptado de [25])

2.2.3. Lesões Difusas

As lesões difusas são um tipo de lesão causada pelo alongamento do tecido cerebral, podendo não ser consequência direta de uma fratura do crânio ou de um impacto direto. Este tipo de lesão, que se divide em concussões e lesões axonais difusas [6], [12], é, muitas vezes, observado em casos de lesões cerebrais traumáticas leves. [21]

2.2.3.1. Concussão.

A concussão cerebral envolve vários sintomas, como a perda imediata de consciência e uma amnésia pós-traumática. [6], [26], [27] Clinicamente, a perda de consciência deve ser reversível e inferior a 24h enquanto a duração da amnésia é um bom indicador da gravidade da concussão. [6]

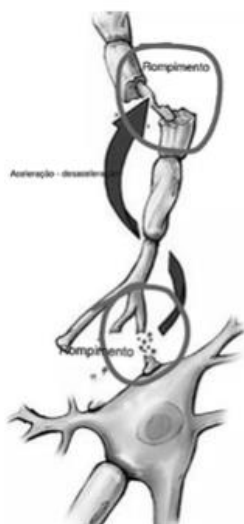


Figura 2.5: Lesão Axonal Difusa (adaptado de [22])

2.2.3.2. Lesão Axonal Difusa

A lesão axonal difusa está associada ao trauma da aceleração - desaceleração resultante de acidentes com veículos, agressões ou quedas, o que leva à rutura de vários axônios que se situam na massa branca dos hemisférios cerebrais (ver Figura 2.5). [17], [21] Este tipo de lesão envolve perda imediata de consciência que pode durar dias ou semanas e está associada a 35% de todas as mortes após lesão na cabeça, sendo também a causa mais comum do estado vegetativo crônico e incapacidade grave até à morte. [6], [17]

2.3. Propriedades Mecânicas

Há mais de 50 anos que os investigadores se preocupam em caracterizar mecanicamente o tecido cerebral. Os resultados encontrados na literatura variam significativamente devido à complexidade do tecido em questão e à evolução do conhecimento ao nível de métodos e

protocolos utilizados para a caracterização deste tecido ou da própria estrutura do cérebro. [15] Desta forma, determinar as propriedades mecânicas e as leis constitutivas do tecido cerebral continua a ser uma preocupação na modelação computacional, [28], [29] uma vez que estas desempenham um papel muito importante na compreensão dos efeitos de estímulos externos aplicados. [20] Para determinar as propriedades mecânicas de tecido cerebral é necessário que os testes sejam feitos em material retirado de um sujeito vivo ou de um cadáver fresco. No entanto, determinar verdadeiramente as propriedades mecânicas do tecido cerebral é difícil uma vez que estas diferem entre tecido morto e tecido vivo, devido, por exemplo, à pressão vascular. [6]

Para um sujeito adulto, o cérebro tem, em média, um comprimento e um peso de, respectivamente, cerca de 165 mm e 1.36 kg e a sua gravidade específica é cerca de 1.036. [6] O tecido cerebral tem uma grande percentagem de água, tendo uma consistência gelatinosa, [6], [26] sendo por isso, considerado um material incompressível. [30]

Um estudo conduzido por Darvish e Crandall [31] mostrou que existia uma forte não-linearidade na resposta viscoelástica em amostras de cérebro de boi, mesmo em deformações de corte tão baixas como 1%. Outros estudos revelaram que as propriedades mecânicas do cérebro em compressão são superiores que as propriedades em tração. [30], [32]

Biologicamente, também se pode afirmar que o tecido cerebral é anisotrópico e não homogéneo. Esta última propriedade é baseada no facto de que a matéria cinzenta é constituída por corpos cerebrais ou neurónios enquanto a matéria branca é mais fibrosa, contendo os axónios mielinizados. [33] De facto, estudos mostraram que o módulo de corte e a rigidez são maiores na massa branca do que na massa cinzenta. [15], [34]

Um estudo conduzido por Finan et al [34] também demonstrou que o córtex masculino é mais rígido do que o córtex feminino e que, a idade não influencia, de forma significativa, a rigidez.

Zhang et al [35] conduziram um estudo para determinar as propriedades viscoelásticas do cerebelo e chegaram à conclusão que o cerebelo é ligeiramente (23-24%) mais mole que o cérebro, sendo que o Módulo de Armazenamento e o Módulo de perda é mais baixo para o cerebelo do que para o cérebro.

O LCR tem um comportamento típico não linear e, muitas vezes, sofre grandes deformações durante os impactos e acelerações da cabeça. [36]

Do ponto de vista biológico, o osso do crânio é definido como uma estrutura biológica, multifásica, heterogénea e anisotrópica. [1] No entanto, de modo a simplificar os modelos, este tecido segue um modelo de material isotrópico e linear.

De seguida apresenta-se exemplos de propriedades mecânicas utilizados em alguns estudos. Através da Tabela 2.1 é evidente que existe uma preferência em modelar os tecidos cerebrais como viscoelásticos, enquanto os tecidos do crânio e meninges são preferencialmente modelados como elásticos lineares.

Tabela 2.1: Exemplos de propriedades mecânicas utilizadas nos diferentes estudos

Estrutura anatômica	Propriedades Mecânicas						Ref.
	Densidade (kg/m ³)	Módulo de Young (E) / Módulo de Compres- sibilidade (B) (MPa)	Coefficiente de Poisson	Módulo de corte a curto prazo (MPa)	Módulo De corte a longo prazo (MPa)	Constante de Decaimento (s ⁻¹)	
Cérebro	1040	B=1225	-	0,049	0,0167	145	[37]
	1040	Hiperelás-	0.49999635	-	-	-	[36]
	1140	-	0,48	0,528	0,168	35	[1]
	1040	B=2278	-	0,407	0,233	125	[38]
Massa Branca	1060	B=2190	-	0,0075	0,0015	80	[39]
	1040	-	0,4996	0,041	0,0078	-	[1]
Massa Cinzenta	1060	B=2190	-	0,006	0,0012	80	[39]
	1040	-	0,4996	0,034	0,0064	700	[1]
LCR	1040	B=2190	-	0,0005	0,0001	80	[39]
	1040	E=1,314	-	-	-	-	[1]
Cerebelo	1040	B=1225	-	0,049	0,0167	145	[37]
	1060	B=2190	-	0,006	0,0012	80	[39]
	1140	-	0,48	0,528	0,168	35	[1]
	1040	B=2190	-	0,407	0,233	125	[38]
Dura-máter	1100	E=31,5	0,35	-	-	-	[39]
	1130	E=31,5	0,45	-	-	-	[36]
	1140	E=31,5	0,45	-	-	-	[38]
Aracnoide	1100	E=12	0,35	-	-	-	[39]
Pia-máter	1100	E=12,5	0,35	-	-	-	[39]
	1130	E=11,5	0,45	-	-	-	[38]
Osso Compacto	1800	E=1500	0,21	-	-	-	[37]
	2000	E=15000	0,22	-	-	-	[36]
Osso Trabecular	1500	E=4500	0,0	-	-	-	[37]
	1300	E=1000	0,24	-	-	-	[36]
Couro Cabeludo	1200	E=167	0,42	-	-	-	[37]
	1100	B=20	-	1,7	0,68	0,03	[39]
	1130	E=16,7	0,42	-	-	-	[36]

2.4.Solicitações do Cérebro

Todo o corpo humano está exposto a cargas, forças e a vibrações, quer sejam internas ou externas. As forças aplicadas na cabeça através da junção cabeça-pescoço é um exemplo de força interna [6], enquanto a respiração e os batimentos cardíacos são exemplos de, respetivamente, vibrações dos pulmões e movimentos vibratórios do coração.[40]

2.4.1. Cargas e Forças

Em termos de carga, existem dois tipos: a carga estática e a carga dinâmica, que são os dois principais tipos de carga mecânica aplicados na cabeça que produzem lesões cerebrais. A carga estática ocorre quando as forças aplicadas são graduais, como uma lesão provocada pela compressão de um objeto grande. A cabeça é comprimida lentamente sendo que a compressão requer mais de 200ms para se desenvolver. Todavia, é mais comum que a lesão seja o resultado de cargas dinâmicas. E neste último caso, as forças que atuam na cabeça necessitam de menos de 20ms para se desenvolverem.[7]

A carga dinâmica é subdividida em dois tipos: impulsiva e impacto. A carga impulsiva ocorre quando a cabeça entra em movimento e, de seguida, fica imóvel sem que seja diretamente atingida ou impactada. Por outro lado, a carga de impacto é a causa mais comum de lesão no cérebro.[7] Esta pode ser o resultado da aplicação de forças e/ou por movimentos abruptos na cabeça.[6] No caso do cérebro, a lesão pode resultar de uma penetração do crânio pela superfície de impacto ou da deflexão local do crânio, sem que haja a sua fratura. No entanto, as forças de impacto aplicadas externamente podem também deformar o crânio de forma global, causando gradientes de deformação e pressão em todo o cérebro.[6]

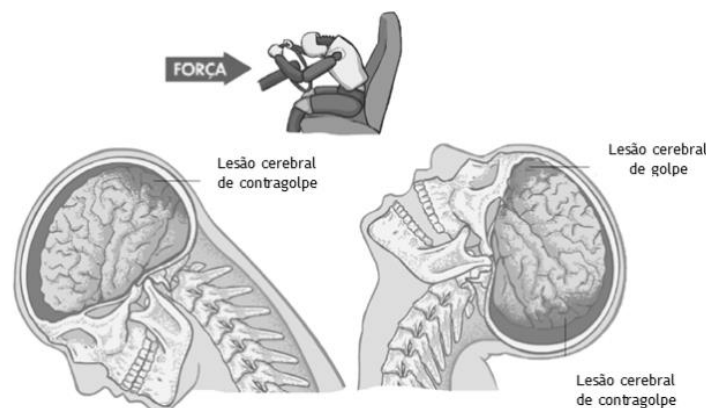


Figura 2.6: Lesão cerebral de golpe e contragolpe causada por um impacto frontal (adaptado de [41])

Os movimentos da cabeça associados a impactos podem, muitas vezes, resultar de acelerações severas, que se dividem em dois tipos: translacional e rotacional. [6], [7] Em caso de aceleração de translação, todas as partículas do cérebro movem-se na mesma direção e ao mesmo tempo. A lesão axonal difusa é a causa mais comum de lesão da cabeça e, geralmente é causada pela aceleração rotacional, produzindo corte devido às diferenças encontradas nas densidades entre a massa branca e a massa cinzenta. O resultado da aceleração e desaceleração resulta, muitas vezes, em lesões de golpe e contragolpe como mostra a Figura 2.6. [7]

Um movimento da cabeça pode resultar num movimento relativo entre o cérebro e o crânio, provocando uma deformação no tecido cerebral devido ao seu contacto com as superfícies irregulares do crânio ou devido à interação com as meninges, podendo também esticar os vasos sanguíneos existentes entre a superfície do cérebro e o crânio,[6], [7] tal como acontece no hematoma subdural - ver Figura 2.7.

A deformação é a causa imediata das lesões no tecido, seja por inércia ou contacto. Em termos de deformação, existe três formas de o tecido cerebral sofrer de deformação: compressão, tração e corte. Numa lesão da cabeça, os principais tecidos afetados são ossos, vasos sanguíneos e o cérebro e cada um tem diferentes tolerâncias à deformação. O cérebro é praticamente incompressível *in vivo*, mas a sua tolerância à tração ou ao corte é muito baixa. [7] Se as magnitudes das deformações e tensões induzidas nos tecidos ultrapassam os seus limites, estes falharão no sentido fisiológico ou mecânico, e ocorrerão lesões. [6]

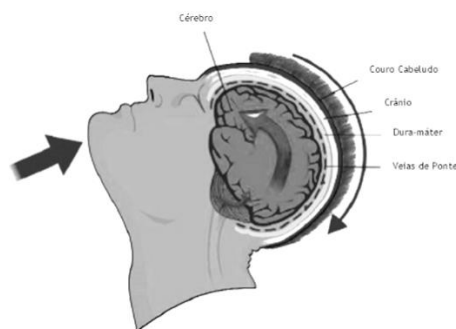


Figura 2.7: Mecanismo do Hematoma Subdural (adaptado de [42])

2.4.2. Vibrações

Como referido anteriormente, o corpo também está exposto a vibrações. As vibrações estão presentes em atividades como a construção civil, indústrias extrativas, exploração florestal, fundições e transportes e, desta forma o trabalhador está muito exposto a essas vibrações. [43], [44] Uma outra fonte de vibração é a produzida pelos fenómenos dinâmicos provenientes do aumento de velocidade dos comboios, e que se propaga pelos terrenos podendo criar um impacto negativo nas pessoas. [45]

Segundo o Decreto-Lei n.º 46/2006 de 24 de fevereiro, as vibrações mecânicas às quais estão expostos os trabalhadores das atividades acima referidas, têm efeitos negativos na saúde e na segurança e podem resultar em perturbações músculo-esqueléticas, neurológicas e vasculares, além de outras patologias. [44] Apesar de vários estudos realizados no âmbito das vibrações, ainda não se compreendeu totalmente de que forma as características das vibrações e a sua transmissibilidade provocam danos no Homem. [9] Sabe-se, contudo, que a exposição ocupacional das vibrações tem consequências a nível de conforto, de desempenho e de saúde e que estas consequências são função de certas características como a intensidade, a frequência, a direção, o ponto de aplicação e a duração do estímulo. [9] Existem também diversas variáveis com capacidade de modificação das características vibratórias. Por exemplo, na condução de veículos motorizados pode-se destacar o próprio veículo, as suas dimensões, os sistemas de suspensão e amortecimento que possui, o tipo de assento, a velocidade a que circula, o pavimento onde se desloca, a carga transportada, entre outros fatores. O próprio

condutor é fonte de variabilidade, nomeadamente pelas suas características estáticas e dinâmicas e pela posição, orientação e postura que assume. [9]

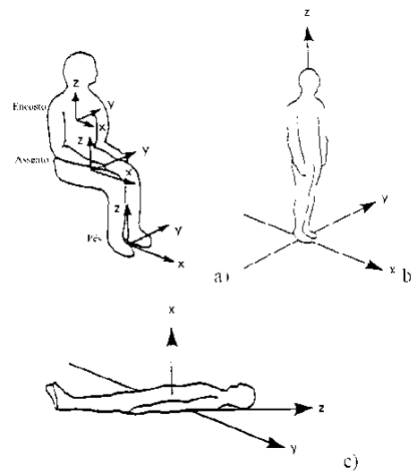


Figura 2.8: Sistema de eixos coordenados de referência, definidos pela norma ISO 2631: a) sentado; b) de pé; c) deitado (adaptado de [9])

As vibrações transmitem-se ao corpo segundo três eixos espaciais (x , y , z), com características físicas diferentes. Este tipo de estímulo pode ser mais incidente no sistema mão-brasão ou incidir em todo o corpo.[43] Para uma situação de vibração no corpo inteiro, a Figura 2.8 mostra como representar os três eixos espaciais, conforme a posição da pessoa. De salientar, que esta representação dos eixos foi definida de acordo com a norma ISO-2631 (1997).

Frequências de excitação podem interagir com as frequências naturais que cada sistema possui, causando grandes oscilações. A este fenómeno designa-se de ressonância. As oscilações também podem tornar-se menores e a esse fenómeno designamos de amortecimento. Sendo o corpo humano um sistema único e complexo, também este experiencia ressonância a certas frequências quando exposto a vibrações.[46] A Figura 2.9 mostra um modelo mecânico com indicação das diferentes frequências de ressonância que ocorrem no corpo. No presente trabalho, a mais importante é a frequência de ressonância da cabeça (20-30 Hz).[40]

Os efeitos mecânicos prejudiciais das vibrações ocorrem devido à deformação induzida, provocada por movimentos dentro do corpo. A energia mecânica devido à vibração é absorvida pelos órgãos e tecidos, quando ocorre o amortecimento das vibrações nos segmentos corporais. Consequentemente, esta vibração vai levar a contrações musculares (voluntárias ou não) que podem causar fadiga muscular local, especialmente quando o corpo vibra no nível de frequência ressonante. [46] A resposta ressonante à vibração de todo o corpo também produz efeitos sistêmicos no corpo inteiro, [8], [47] que variam de enjoos simples à falência de órgãos ou degeneração tecidual. A cabeça é uma área que experimenta efeitos negativos se a aplicação da vibração for contínua, originando dores de cabeça agudas, perda de audição e visão turva. Por exemplo, os motoristas de autocarros escolares são expostos a vibração do corpo inteiro continuamente e são mais propensos a ter dores de cabeça crónicas. O efeito crónico ainda não está compreendido e isso também se deve às limitações dos estudos. Embo-

ra, existam informações sobre respostas subjetivas à vibração, em geral, não há dados suficientes disponíveis para caracterizar as exposições e compreender os resultados de saúde dos trabalhadores expostos a vibrações, como o caso dos operadores de equipamentos de construção.[8] Em termos bioquímicos, algumas experiências em animais e humanos também descobriram que a vibração em todo o corpo pode influenciar a concentração de vários neurotransmissores.[48]

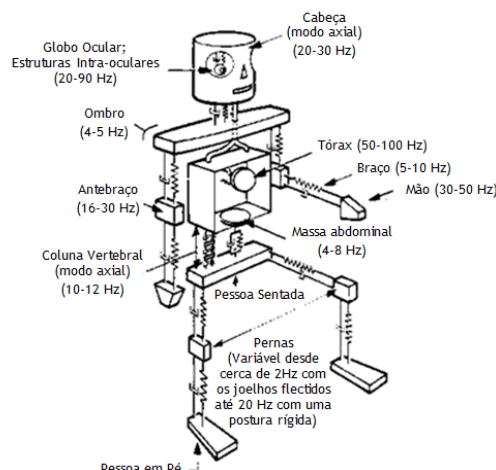


Figura 2.9: Modelo mecânico com indicação das frequências de ressonância das diferentes partes do corpo (adaptado de [40])

A avaliação da exposição diária à vibração depende da magnitude das vibrações na superfície em contacto com o corpo e da duração diária com a qual um trabalhador está em contacto. [49] Considerando que situações de trabalho podem prejudicar a saúde dos trabalhadores, impõe-se que haja um controlo do nível de exposição às vibrações, assim como a utilização de medidas corretivas e preventivas para as minimizar.[50] Desta forma existem algumas normas internacionais que definem métodos de medição de vibrações e que colocam alguns limites na duração da sua exposição. Por exemplo, relativamente às vibrações transmitidas através do assento (para faixas de vibração de 0.5 Hz a 80 Hz) a norma internacional ISO 2631-1 descreve os seus efeitos na saúde. A avaliação do conforto e percepção da vibração também é descrita nesta norma, em pessoas sentadas, deitadas e em pé.[51] Existe uma outra norma - Norma Europeia ISO 5349 - que é utilizada no caso de exposição humana ao sistema braço-mão.[49] Os limites impostos por estas normas podem não assegurar uma segurança total, uma vez que existem muitas variáveis, tal como descrito anteriormente. Também existem muitos problemas nas medições pois existe um tempo limitado para aprender sobre o ambiente de trabalho antes do teste, tempo limitado para a realização do teste, controlo insuficiente sobre a configuração do teste e uma falta de conhecimento sobre vibração nas empresas. [52]

Capítulo 3

Métodos Numéricos e Mecânica dos Sólidos

3.1. Método dos Elementos Finitos

Os conceitos originais do Método dos Elementos Finitos (MEF) tiveram origem no final do século XVIII.[55], [56] No entanto, devido à dificuldade e à limitação existente no processamento de equações algébricas, pouco se evoluiu na solução de problemas matemáticos.[56] O desenvolvimento prático só se deu por volta de 1950, com o aumento da capacidade computacional. [54], [56] Na década de 60, este método deu grandes passos no desenvolvimento, pela generalização da utilização de computadores nos centros de investigação.[57]

Uma vez que pode ser utilizado para a solução numérica de equações diferenciais ordinárias e parciais, o método dos elementos finitos tem uma vasta utilização em vários problemas da engenharia, tais como na mecânica estrutural e na dinâmica dos fluídos, [53] na análise de vibrações mecânicas e acústicas e na realidade virtual (nomeadamente na simulação cirúrgica), por exemplo.[54]

O objetivo do método passa por analisar, de forma automática, sistemas complexos e/ou irregulares, por intermédio de programas computacionais [54] e encontrar uma solução, dividindo estes sistemas complexos por outros mais simples.[53], [58] A estrutura complexa é discretizada (subdividida) em elementos finitos. Um elemento finito possui tamanho finito e os pontos de união entre vários elementos finitos designam-se nós ou pontos nodais.[58] É necessário ter em conta que, como o problema real é substituído por um mais simples, a solução encontrada vai ser uma solução aproximada e não exata. Pode-se, no entanto, aproximar a solução computacional por intermédio do aumento do nível de discretização. [53]

O método dos elementos finitos tem várias vantagens, como por exemplo, o facto de a equação do movimento para o sistema global poder ser obtida pelo agrupamento das equações determinadas individualmente para cada elemento finito utilizado na modelação. Isto acontece porque o movimento em qualquer ponto do interior de cada um destes elementos é obtido por intermédio de interpolação. Uma outra vantagem é a facilidade com que a sua ge-

neralização pode ser conseguida para a resolução de problemas quer bidimensionais quer tridimensionais constituídos por vários materiais e com fronteiras irregulares.[54]

A solução de um problema utilizando o método dos elementos finitos segue sempre um processo passo-a-passo ordenado que pode ser indicado da seguinte maneira:[53]

- i. Subdivisão da estrutura em estudo em elementos finitos
- ii. Seleção de uma interpolação ou modelo de deslocamento apropriado
- iii. Derivação das matrizes de rigidez e dos vetores de força
- iv. Obtenção das equações globais de equilíbrio a partir das equações de cada elemento
- v. Solução para os deslocamentos dos nós
- vi. Computação das tensões e deformações do elemento.

3.1.1. Simulação Numérica

De uma forma geral, o MEF é utilizado na procura de soluções de problemas complexos, para os quais não se conhece solução exata. Este método provou ser uma ferramenta útil na análise de acidentes e de procedimentos cirúrgicos (como a cirurgia plástica),[58] na investigação da resposta mecânica da cabeça sob condições de impacto, [37] na modelação de lesões na cabeça,[12] entre tantos outros exemplos.



Figura 3.1: Processo de discretização de um domínio

Como referido anteriormente, o desenvolvimento do método acontece com o desenvolvimento tecnológico e pode ser encarado de duas perspetivas distintas: uma do ponto de vista do utilizador, que utiliza o programa comercial para resolver os problemas e outra do ponto de vista do programador que desenvolve o código do programa, para que este possa ser utilizado.[58]

O primeiro passo é o processo de discretização, no qual o domínio de interesse é dividido em elementos finitos como mostra a Figura 3.1. Todas as características da malha criada devem ser decididas: o número, o tipo e o tamanho dos elementos, bem como o seu arranjo entre si.[53] Este passo é essencial para que a solução a obter possa convergir para a solução exata.[54]

Os elementos finitos podem assumir diversas formas geométricas, sendo elas unidimensionais, bidimensionais ou tridimensionais.[58] Geralmente, os elementos bidimensionais são triangulares ou quadriláteros enquanto os elementos tridimensionais são hexaédricos, tetrae-

dros.[58] Inicialmente, os elementos mais utilizados eram os triangulares e os tetraédricos, passando-se a dar preferência aos quadriláteros e aos hexaédricos. [57]

Após a geração da malha, torna-se possível calcular os deslocamentos de um número finito de pontos - os nós da malha. Depois de obtidos os deslocamentos nodais, calculam-se as deformações correspondentes e, posteriormente, o estado de tensão. Estas informações são posteriormente disponibilizadas para o utilizador do programa. [58]

Para a simulação numérica pelo método dos elementos finitos existem três etapas: pré-processamento, análise e pós processamento. A primeira fase diz respeito a toda a construção do modelo geométrico do sistema a estudar, bem como a todas as forças e cargas a que está submetido. Nesta fase também se definem as propriedades mecânicas dos materiais e as condições de fronteira. A fase posterior à análise, o pós-processamento, encarrega-se de apresentar os resultados obtidos, que pode ser deformação, tensão, ou outra informação de interesse. [58]

3.1.2. Discretização pelo Método dos Elementos Finitos - Elementos 3D

Para demonstrar o Método dos Elementos Finitos num caso 3D, assume-se um tetraedro de face plana com quatro nós, como representado na Figura 3.2.

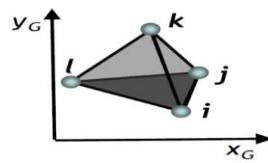


Figura 3.2: Tetraedro de face plana de quatro nós

As coordenadas e os deslocamentos respetivos do ponto i são (x_i, y_i, z_i) e (u_i, v_i, w_i) , do ponto j (x_j, y_j, z_j) e (u_j, v_j, w_j) , do ponto k (x_k, y_k, z_k) e (u_k, v_k, w_k) e do ponto l (x_l, y_l, z_l) e (u_l, v_l, w_l) . Dispondo os deslocamentos dos nós em matriz, obtém-se

$$\mathbf{d}_e = \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \\ \dots \\ u_j \\ v_j \\ w_j \\ \dots \\ u_k \\ v_k \\ w_k \\ \dots \\ u_l \\ v_l \\ w_l \end{bmatrix}. \quad (3.1)$$

O elemento finito tetraédrico apresentado tem na sua constituição doze componentes de deslocamento que deverão ser calculados para conhecer a posição e a forma do elemento, após a aplicação das cargas. Estas componentes de deslocamento são os graus de liberdade referentes ao elemento, ou seja, este elemento tem quatro nós e doze graus de liberdade.

Em relação às funções de forma, assume-se que estas seguem um polinómio do tipo $p(x, y, z) = a + bx + cy + dz$, onde $p(x, y, z)$ corresponde ao deslocamento $[u(x, y, z)]$ e (x, y, z) às coordenadas no ponto, como se pode verificar na equação (3.2)

$$p(x, y, z) = a + bx + cy + dz \Leftrightarrow u(x, y, z) = a + bx + cy + dz. \quad (3.2)$$

Assim, se $x = x_i$, $y = y_i$ e $z = z_i$ seguindo o polinómio tem-se,

$$u(x_i, y_i, z_i) = a + bx_i + cy_i + dz_i. \quad (3.3)$$

O passo anterior é repetido para as seguintes coordenadas (x_j, y_j, z_j) , (x_k, y_k, z_k) e (x_l, y_l, z_l) . De seguida, dispondo os deslocamentos dos pontos numa matriz obtemos

$$\begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_l \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_k & y_k & z_k \\ 1 & x_l & y_l & z_l \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{Bmatrix} \Leftrightarrow \begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{Bmatrix} = \mathbf{C}^{-1} \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_l \end{Bmatrix} \quad (3.4)$$

em que

$$\begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_l \end{Bmatrix} = \mathbf{u} \quad (3.5)$$

$$\begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_k & y_k & z_k \\ 1 & x_l & y_l & z_l \end{bmatrix} = \mathbf{C}$$

sendo que

$$\mathbf{C}^{-1} = \begin{bmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & C_{1,3} & C_{1,4} \\ C_{2,1} & C_{2,2} & C_{2,3} & C_{2,4} \\ C_{3,1} & C_{3,2} & C_{3,3} & C_{3,4} \\ C_{4,1} & C_{4,2} & C_{4,3} & C_{4,4} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Assim, para um ponto genérico de coordenadas (x, y, z) temos que

$$u(x, y, z) = a + bx + cy + dz = [1 \quad x \quad y \quad z] \begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{Bmatrix}. \quad (3.7)$$

Igualando equações (3.4) e (3.7), e utilizando a equação (3.6) para substituir C^{-1} na equação (3.4) obtém-se

$$u(x, y, z) = a + bx + cy + dz = [1 \quad x \quad y \quad z] \begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & C_{1,3} & C_{1,4} \\ C_{2,1} & C_{2,2} & C_{2,3} & C_{2,4} \\ C_{3,1} & C_{3,2} & C_{3,3} & C_{3,4} \\ C_{4,1} & C_{4,2} & C_{4,3} & C_{4,4} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_l \end{Bmatrix}. \quad (3.8)$$

Expandindo o cálculo matricial da equação (3.4) obtemos as funções de forma, em que $N_i = C_{1,1} + C_{2,1}x + C_{3,1}y + C_{4,1}z$, $N_j = C_{1,2} + C_{2,2}x + C_{3,2}y + C_{4,2}z$, $N_k = C_{1,3} + C_{2,3}x + C_{3,3}y + C_{4,3}z$ e $N_l = C_{1,4} + C_{2,4}x + C_{3,4}y + C_{4,4}z$.

Depois de determinadas as funções de forma, é preciso construir a sua matriz de acordo com um ponto genérico pertencente ao elemento finito, de forma a descobrimos os deslocamentos segundo o eixo dos xx , dos yy e dos zz desse mesmo ponto. Os N_i , N_j , N_k , N_l representam as funções de forma, mas na matriz todas as componentes de (x, y, z) são substituídas pelas coordenadas do nosso ponto genérico. A matriz N é representada da seguinte forma:

$$N = \begin{bmatrix} N_i & 0 & 0 & : & N_j & 0 & 0 & : & N_k & 0 & 0 & : & N_l & 0 & 0 \\ 0 & N_i & 0 & : & 0 & N_j & 0 & : & 0 & N_k & 0 & : & 0 & N_l & 0 \\ 0 & 0 & N_i & : & 0 & 0 & N_j & : & 0 & 0 & N_k & : & 0 & 0 & N_l \end{bmatrix}. \quad (3.9)$$

Os deslocamentos do ponto genérico são obtidos pela multiplicação matricial entre as equações (3.1) e (3.9)

$$\begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = N d_e. \quad (3.10)$$

A matriz das deformações, B , é obtida através da derivação das equações de forma tal como mostra a equação (3.11).

$$B = \begin{bmatrix} \frac{dN_i}{dx} & 0 & 0 & : & \frac{dN_i}{dx} & 0 & 0 & : & \frac{dN_i}{dx} & 0 & 0 & : & \frac{dN_i}{dx} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{dN_i}{dy} & 0 & : & 0 & \frac{dN_i}{dy} & 0 & : & 0 & \frac{dN_i}{dy} & 0 & : & 0 & \frac{dN_i}{dy} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{dN_i}{dz} & : & 0 & 0 & \frac{dN_i}{dz} & : & 0 & 0 & \frac{dN_i}{dz} & : & 0 & 0 & \frac{dN_i}{dz} \\ \frac{dN_i}{dy} & \frac{dN_i}{dx} & 0 & : & \frac{dN_i}{dy} & \frac{dN_i}{dx} & 0 & : & \frac{dN_i}{dy} & \frac{dN_i}{dx} & 0 & : & \frac{dN_i}{dy} & \frac{dN_i}{dx} & 0 \\ \frac{dN_i}{dz} & 0 & \frac{dN_i}{dx} & : & \frac{dN_i}{dz} & 0 & \frac{dN_i}{dx} & : & \frac{dN_i}{dz} & 0 & \frac{dN_i}{dx} & : & \frac{dN_i}{dz} & 0 & \frac{dN_i}{dx} \\ 0 & \frac{dN_i}{dz} & \frac{dN_i}{dy} & : & 0 & \frac{dN_i}{dz} & \frac{dN_i}{dy} & : & 0 & \frac{dN_i}{dz} & \frac{dN_i}{dy} & : & 0 & \frac{dN_i}{dz} & \frac{dN_i}{dy} \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

A equação (3.11) multiplicada pela equação (3.1) resulta nas deformações:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{xz} \\ \gamma_{yz} \end{Bmatrix} = \mathbf{B} \mathbf{d}_e \quad (3.12)$$

Para o cálculo das tensões, é necessário definir a matriz constitutiva (\mathbf{D}):

$$\mathbf{D} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

O cálculo das tensões normais dá-se pela multiplicação matricial entre a equação (3.13) e a equação (3.1)

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{xz} \\ \tau_{yz} \end{Bmatrix} = \mathbf{D} \mathbf{d}_e. \quad (3.14)$$

O cálculo da matriz de rigidez envolve apenas a matriz \mathbf{B} e \mathbf{D}

$$\mathbf{k}_e = \int_{\Omega_e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} \, d\Omega_e. \quad (3.15)$$

Mais uma vez, todos os cálculos acima descritos foram feitos apenas um elemento tridimensional. Como a estrutura em estudo, geralmente, tem mais que um elemento, é necessário repetir todos os passos para cada componente, de forma a se obter uma matriz global do problema. As condições de fronteira essenciais submetem-se aplicando um coeficiente de penalidade nos nós respetivos.

3.2. Método sem Malha

Nos últimos anos, o interesse pelo desenvolvimento da nova geração de métodos computacionais - métodos sem malha - aumentou.[59], [60] Estes métodos nasceram com o intuito de ultrapassar algumas desvantagens e limitações do uso do FEM, como a sua dependência da malha.[61]-[63] Desta forma, nos métodos sem malha é utilizado um conjunto de nós distribuídos aleatoriamente sem qualquer conectividade entre eles.[59] Desta forma, as funções de campo são aproximadas dentro de um domínio de influência e não dentro de um elemento.[60] Nestes métodos, os domínios de influência podem e devem sobrepor-se uns aos outros, ao contrário da regra da não sobreposição entre elementos do FEM. [60], [64] Os métodos sem malha apresentam diversas vantagens. As mais importantes passam pela capacidade de refinar facilmente porções do domínio para uma maior precisão, de fornecer aproximações mais precisas para domínios com geometrias mais complexas e de lidar com problemas com grandes deformações.[63]

Em relação à formulação, este tipo de métodos pode ser dividido em duas categorias: uma que utiliza a formulação forte e outra que utiliza a formulação fraca.[60] O método de forma forte utiliza de forma direta as equações diferenciais parciais que descrevem o fenómeno em estudo para obter a solução, pelo que as suas vantagens passam pela sua fácil implementação e pela sua eficiência computacional.[59], [60] No entanto, são muitas vezes instáveis e menos precisos, ao contrário do método de forma fraca. [59] Neste último, cada equação diferencial tem um peso a ser minimizado. O resíduo é dado por uma função aproximada afetada por uma função de teste e não pela solução exata. [60]

Um dos primeiros métodos sem malha foi a “Smoothed Particle Hydrodynamics” (SPH), que foi inicialmente desenvolvido para modelar fenómenos astrofísicos. Com algumas melhorias, este método mostrou aplicabilidade em problemas de engenharia, tal como a computação de impacto de alta velocidade.[63] No entanto, há outros métodos sem malha que usam nós locais para aproximação variável de campo, tal como o “*Element-Free Galerkin*” (EFG), o “*Meshless Local Petrov-Galerkin*” (MLPG), “*Point Interpolation Method*” (PIM), entre outros. [61]

Embora a aplicação dos métodos sem malha tenha sido bem-sucedida na mecânica computacional, ainda existem alguns problemas sem solução. Um desses problemas foca-se na falta da propriedade delta de Kronecker nas funções de forma, que resulta na dificuldade de impor de forma directa as condições de fronteira.[60], [61], [65] Este problema pode ser resolvido

com métodos intermediários sem malha, tais como o “*Point Interpolation Method*” (PIM), o “*Radial Point Interpolation Method*” (RPIM), o “*Natural Neighbour Finite Element Method*” (NNFEM), o “*Natural Element Method*” (NEM), o “*Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method*” (NNRPIM), entre outros.

3.2.1. Procedimento Geral sem Malha

Para a utilização dos métodos sem malha é necessário que o domínio físico e o contorno sejam estabelecidos, para que as condições essenciais e naturais sejam identificadas, ver Figura 3.3. Posteriormente é feita uma discretização numérica por um conjunto de nós. A distribuição nodal não forma uma malha, uma vez que não é necessário qualquer tipo de informação entre cada nó para construir as funções de aproximação das funções de campo variável desconhecidas, sendo apenas necessário conhecer a localização espacial de cada nó. [60]

O passo seguinte passa pela construção de uma malha de integração, dependente ou independente da malha de nós. Tal como acontece no FEM, nos métodos sem malha também é comum utilizar-se integração Gaussiana. No entanto, uma outra abordagem que tem sido utilizada na integração nodal é o uso dos diagramas de Voronoï que nos permite obter o peso de integração em cada nó. [60]

Posteriormente é necessário estabelecer o sistema de equações. Nos métodos sem malha, estas equações podem ser formuladas usando as funções de aproximação aplicadas à formulação forte ou à formulação fraca. Se estas funções possuírem a propriedade delta de Kronecker, então as condições de fronteira essenciais podem ser impostas utilizando técnicas simples como no método dos elementos finitos. Na falta desta propriedade importante, metodologias mais complexas para a imposição das condições essenciais são necessárias. [60]

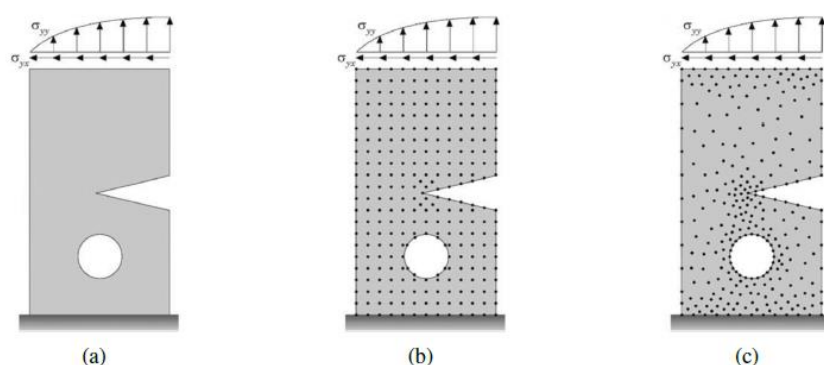


Figura 3.3: Discretização nodal do domínio do problema: (a) Domínio sólido; (b) Discretização nodal regular; (c) Discretização nodal irregular (adaptado de [60])

Após esta breve análise conclui-se que o procedimento genérico de um método sem malha tem três etapas importantes e distintas: a conectividade nodal, o esquema de integração numérico e as funções de forma. De seguida são explicados dois métodos distintos - RPIM e NNR-

PIM - uma vez que conectividade nodal e o esquema de integração numérica apresentam diferenças.

3.2.2. Conectividade Nodal

3.2.2.1. RPIM

O RPIM baseia-se na formulação fraca de Galerkin e as suas funções de forma são construídas utilizando funções de base radial (em inglês *Radial Base Functions* - RBF). [65] Este método utiliza o conceito de “domínio de influência”, gerando matrizes de rigidez mais adequadas a problemas com geometria complexa. [60]

O tamanho e a forma dos domínios de influência afetam a solução final do método sem malha. Outro fator que afeta a precisão do método é o facto de os domínios de influência poderem ser desequilibrados, ou seja, não conterem o mesmo número de nós. No entanto, é importante que esses domínios contenham o mesmo número de nós. [60] Assim, o RPIM utiliza domínios de influência de tamanho variável e realiza uma procura radial, usando um ponto de interesse x_i como centro, para que os n nós de interesse sejam encontrados, como mostra a Figura 3.4(C).

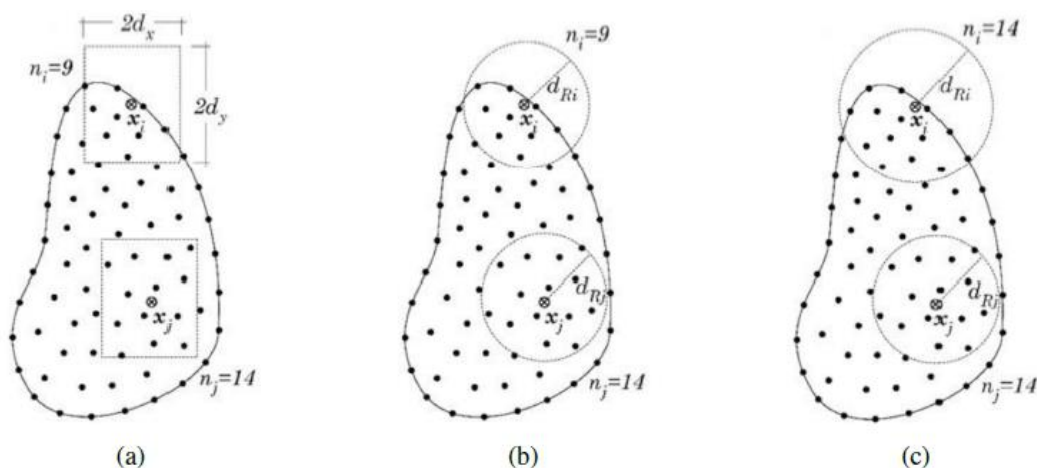


Figura 3.4: Exemplos de diferentes tipos de domínios de influência: (a) Domínio de Influência com forma retangular fixa; (b) Domínio de Influência com forma circular fixa; (c) Domínio de Influência com forma circular variável (adaptado de [60])

3.2.2.2. NNRPIM

O NNRPIM resulta da combinação do RPIM com o conceito geométrico dos vizinhos naturais. Neste método, o conceito de “domínio de influência” é substituído pelo conceito de “célula de influência”. Estas células de influência servem para impor a conectividade nodal e permitem a criação da malha de integração, sendo constituídas por um conjunto de nós na vizinhança no ponto de interesse - Ver Figura 3.5 (a) e (b). [66] Uma forma de obter as células de influência é através da utilização de construções geométricas e matemáticas como os diagramas de Voronoï. [60] Consideremos um conjunto de nós $N = \{n_0, n_1, \dots, n_N\}$ que discretiza um

domínio $\Omega \subset \mathbb{R}^d$ com $X = \{x_0, x_1, \dots, x_N\} \in \Omega$. O conjunto de células Voronoï V define o diagrama Voronoï $V = \{V_0, V_1, \dots, V_N\}$. O diagrama Voronoï de N é a partição do espaço da função discretizada por X nas sub-regiões V_i , fechadas e convexas. A célula de Voronoï é definida por

$$V_i := \{x_I \in \Omega \subset \mathbb{R}^d : \|x_I - x_i\| < \|x_I - x_j\|, \quad \forall i \neq j\} \quad (3.16)$$

onde x_I é o ponto de interesse do domínio e $\|\cdot\|$ é a norma métrica euclidiana. Assim, a célula de Voronoï V_i é o lugar geométrico onde todos os pontos estão mais próximos de n_i do que qualquer outro nó - Ver Figura 3.4 (c). [60]

O NNRPIM foi desenvolvido para ultrapassar algumas dificuldades do RPIM apresentadas na secção anterior. A abordagem de células de influência funciona de forma idêntica ao conceito de domínio de influência. No entanto, em vez de distâncias radiais, o conjunto de nós é encontrado usando o Diagrama de Voronoï. [60]

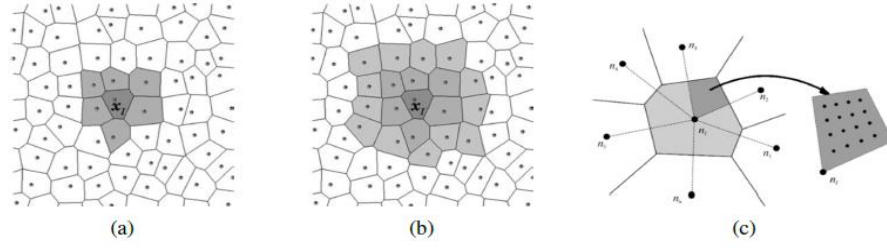


Figura 3.5: (a) Célula de Influência de primeiro grau; (b) Célula de Influência de segundo grau; (c) Representação de sub-células formando a célula de Voronoï e representação esquemática de pontos de integração 4 x 4 dentro de uma sub-célula (adaptado de [67])

3.2.3. Integração Numérica

3.2.3.1. RPIM

O RPIM é baseado no esquema de quadratura Gauss-Legendre. Neste tipo de abordagem, o domínio sólido é dividido numa grelha regular como se pode ver na Figura 3.6 (a). Posteriormente, cada célula da grelha é preenchida com pontos de integração, respeitando a regra de quadratura de Gauss-Legendre- Figura 3.6 (b). O peso de integração do ponto de quadratura é obtido pelo produto entre o peso isoparamétrico do ponto de quadratura e o inverso do determinante da matriz Jacobiana da respetiva célula da grelha. [60]

3.2.3.2. NNRPIM

No NNRPIM, é necessária uma malha de integração, uma vez que este método utiliza a formulação fraca de Galerkin. Esta malha de integração é obtida através do diagrama de Voronoï previamente construído. [60]

A área de cada célula de Voronoï V_I , com n nós vizinhos do nó central é dividida em n sub-células, S_{Ii} , onde

$$A_{V_I} = \sum_{i=1}^n A_{S_{Ii}}, \quad \forall A_{S_{Ii}} \geq 0 \quad (3.17)$$

sendo A_{V_I} a área da célula de Voronoï V_I e $A_{S_{Ii}}$ a área de uma sub-célula.[68] Posteriormente, seguindo a regra de quadratura de Gauss-Legendre, é possível distribuir os pontos de integração dentro de cada sub-célula S_{Ii} - ver Figura 3.5 (c).

Trabalhos realizados anteriormente mostraram que um ponto de integração por sub-célula S_{Ii} é suficiente para integrar com precisão as equações integro-diferenciais.[69]

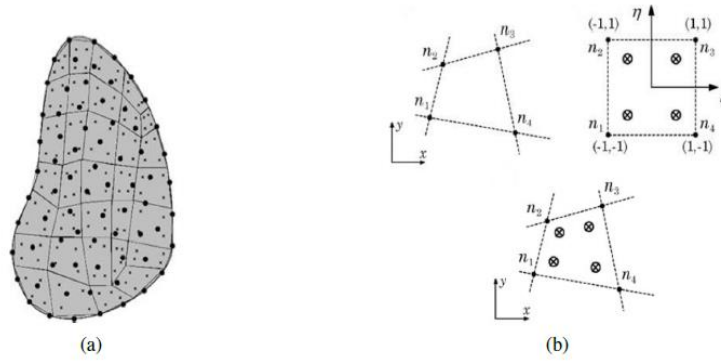


Figura 3.6: (a) Domínio sólido dividido numa grelha regular; (b) transformação de um quadrado quadri-látero num quadrado isoparamétrico e aplicação da regra de quadratura 2 x 2 (adaptado de [60])

3.2.4. Funções de Interpolação

É sabido que as funções de interpolação dos métodos RPIM e NNRPIM possuem a propriedade delta de Kronecker, pelo que satisfazem a seguinte condição:

$$\varphi_i(\mathbf{x}_j) = \delta_{ij} \quad (3.18)$$

onde δ_{ij} é o delta de Kronecker, com $\delta_{ij} = 1$ se $i = j$ e $\delta_{ij} = 0$ se $i \neq j$.

Para ambos os métodos, as funções de interpolação são obtidas com a técnica “Radial Point Interpolator” (RPI), [60] que requer a combinação de uma base polinomial com RBF. Assim, considerando uma função $u(\mathbf{x})$ definida num domínio Ω , que é discretizada num conjunto de N nós. O valor da função $u(\mathbf{x}_I)$ num ponto de interesse \mathbf{x}_I é obtido por

$$u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n R_i(\mathbf{x}_I) a_i(\mathbf{x}_I) + \sum_{j=1}^m p_j(\mathbf{x}_I) b_j(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I), \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} \quad (3.19)$$

onde $R_i(x_I)$ é a função de base radial, $a_i(x_I)$ e $b_j(x_I)$ são coeficientes não constantes de $R_i(x_I)$ e $p_j(x_I)$, respectivamente. Nas RBF, a variável é a distância r_{Ii} entre o nó relevante x_I e o seu vizinho x_i . [68] Existem vários tipos de RBF, [65] mas a mais utilizada é a função multi-quadrática (MQ). Assim, $R_i(x_I) = R_i(r_{Ii}) = (r_{Ii}^2 + c^2)^p$, onde $c \cong 0$, e $p \cong 1$. [69] Estes dois parâmetros precisam ser otimizados para uma boa precisão das RBF. [68] Em relação à equação (3.19) ainda é necessário obter os coeficientes \mathbf{a} e \mathbf{b} . Os monómios de base polinomial são definidos por $p_j(x_I)$, que por sua vez é definido por

$$\mathbf{p}^T(x_I) = [1, x, y, x^2, y^2, \dots]. \quad (3.20)$$

Considerando a Equação (3.19) para cada nó dentro do domínio da célula de influência e incluindo uma equação extra para garantir uma solução única, $\sum_{i=1}^n p_j(x_I) a_i = 0$, obtém-se um sistema de equações.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{p} \\ \mathbf{p}^T & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix}. \quad (3.21)$$

Através do sistema de equações descrito acima e sendo o vetor dos valores da função nodal para os nós nas células de influência definido por $\mathbf{u}_s = \{\mathbf{u}_1, \mathbf{u}_2 \dots \mathbf{u}_n\}^T$ esses coeficientes são determinados, tal como mostra a equação seguinte:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{p} \\ \mathbf{p}^T & \mathbf{0} \end{bmatrix}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \Rightarrow \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{M}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix}. \quad (3.22)$$

Relembrando que um determinado valor de variável de campo para um ponto de interesse x_I é interpolado usando os valores de função de forma obtidos nos nós dentro do domínio de suporte de x_I , é, agora possível, definir a equação de interpolação. A função de interpolação $\phi(x_I) = \{\varphi_1(x_I), \varphi_2(x_I), \dots, \varphi_n(x_I)\}$ para um ponto x_I é então definido por

$$u(x_I) = \{\mathbf{R}^T(x_I), \mathbf{p}^T(x_I)\} \mathbf{M}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} = \phi(x_I) \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \quad (3.23)$$

Para calcular as derivadas parciais da função de campo interpolado, é necessário obter as derivadas parciais correspondentes das funções de forma RPI. [69] Assim, para um problema 2D, a derivada parcial de $\phi(x_I)$ é definida como

$$\begin{aligned} \phi_{,x}(x_I) &= \{\mathbf{R}^T(x_I) \mathbf{p}^T(x_I)\}_{,x} \mathbf{M}^{-1} \\ \phi_{,y}(x_I) &= \{\mathbf{R}^T(x_I) \mathbf{p}^T(x_I)\}_{,y} \mathbf{M}^{-1} \end{aligned} \quad (3.24)$$

Num problema 2D, a derivada parcial de primeira ordem do vetor RBF é definida por

$$\mathbf{R}(\mathbf{x}_I)_{,x} = \{\mathbf{R}_1(\mathbf{x}_I)_{,x} \mathbf{R}_2(\mathbf{x}_I)_{,x} \dots \mathbf{R}_n(\mathbf{x}_I)_{,x}\}_{,x}^T = \left\{ \frac{\partial \mathbf{R}_1(\mathbf{x}_I)}{\partial x} \frac{\partial \mathbf{R}_2(\mathbf{x}_I)}{\partial x} \dots \frac{\partial \mathbf{R}_n(\mathbf{x}_I)}{\partial x} \right\}^T \quad (3.25)$$

$$\mathbf{R}(\mathbf{x}_I)_{,y} = \{\mathbf{R}_1(\mathbf{x}_I)_{,y} \mathbf{R}_2(\mathbf{x}_I)_{,y} \dots \mathbf{R}_n(\mathbf{x}_I)_{,y}\}_{,y}^T = \left\{ \frac{\partial \mathbf{R}_1(\mathbf{x}_I)}{\partial y} \frac{\partial \mathbf{R}_2(\mathbf{x}_I)}{\partial y} \dots \frac{\partial \mathbf{R}_n(\mathbf{x}_I)}{\partial y} \right\}^T \quad (3.26)$$

sendo as derivadas parciais de MQ-RBF obtidas com

$$\frac{\partial R_i(\mathbf{x}_I)}{\partial x} = -2p(r_{ii}^2 + c^2)^{p-1}(x_i - x_I) \quad (3.27)$$

$$\frac{\partial R_i(\mathbf{x}_I)}{\partial y} = -2p(r_{ii}^2 + c^2)^{p-1}(y_i - y_I) \quad (3.28)$$

3.3. Mecânica dos Sólidos

A mecânica dos sólidos é o ramo da mecânica contínua que estuda o comportamento deformável dos sólidos. Quando sujeitos a cargas ou forças, os sólidos e as estruturas ficam sob tensão. As tensões, por sua vez, levam a deformações ou a deslocamentos relativos.[60]

Neste subcapítulo, o objetivo é introduzir conceitos de tensão e deformação na mecânica não linear, bem como apresentar as equações de constitutivas e de equilíbrio.

3.3.1. Fundamentos

A mecânica dos sólidos e a mecânica estrutural lidam com as relações tensão-deformação e deformação-deslocamento.[60] Desta forma, ao analisar um corpo deformado, as suas mudanças vão ser definidas em termos de tensões e deformações e o trabalho virtual pode ser expresso através de um integral sobre o volume corporal, que deve ser conhecido. O tensor de tensões de Cauchy, Λ , é um tensor simétrico que representa as tensões da configuração actual e pode ser definido, para o caso 2D, como

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

Este trabalho expressa os tensores em vetores coluna, uma vez que a notação utilizada é a de Voigt. Assim sendo, o tensor de tensão Λ é reduzido ao vector de tensão σ

$$\sigma = [\sigma_{xx} \quad \sigma_{yy} \quad \sigma_{xy}]^T \quad (3.30)$$

e o tensor de deformação E ao vetor de deformação ϵ

$$\epsilon = [\epsilon_{xx} \quad \epsilon_{yy} \quad \epsilon_{xy}]^T \quad (3.31)$$

Os sólidos podem apresentar diferentes comportamentos, dependendo da curva tensão-deformação. Neste trabalho são apenas apresentados os materiais elásticos e isotrópicos. Neste tipo de material, a deformação causada no corpo desaparece completamente após a retirada da carga aplicada e apenas duas propriedades de materiais independentes precisam ser conhecidas - o módulo de Young e o coeficiente de Poisson. Assim, a relação entre a tensão e a deformação é dada por

$$\sigma = c\epsilon \quad (3.32)$$

onde c é a matriz constitutiva dada por $c = s^{-1}$, sendo a matriz s a matriz de elasticidade de conformidade. Para o caso de um material anisotrópico geral e considerando a formulação plano de tensão, a matriz s é dada por

$$s_{\text{plano de tensão}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{11}} & -\frac{\nu_{21}}{E_{22}} & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_{11}} & \frac{1}{E_{22}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix}. \quad (3.33)$$

No caso de formulação plano de deformação, a matriz s é dada por

$$s_{\text{plano de deformação}} = \begin{bmatrix} \frac{1-\nu_{31}\nu_{13}}{E_{11}} & -\frac{\nu_{21}+\nu_{31}\nu_{23}}{E_{22}} & 0 \\ -\frac{\nu_{12}+\nu_{32}\nu_{13}}{E_{11}} & \frac{1-\nu_{32}\nu_{23}}{E_{22}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix}. \quad (3.34)$$

Para as duas equações acima representadas, E_{ij} é o módulo de elasticidade, ν_{ij} é o coeficiente de Poisson do material e G_{ij} é o módulo de distorção na direção do material i e j .

Depois de obtida a matriz constitutiva c , é possível alinhá-la com um novo referencial $Ox'y'$ definido pelos versores $i = \{i'_x, i'_y\}$ e $j = \{j'_x, j'_y\}$ usando a seguinte expressão

$$c' = T^T c T \quad (3.35)$$

sendo T a matriz de transformação dada por

$$T = \begin{bmatrix} \cos^2\alpha & \sin^2\alpha & -\sin 2\alpha \\ \sin^2\alpha & \cos^2\alpha & \sin 2\alpha \\ \sin\alpha - \cos\alpha & -\sin\alpha - \cos\alpha & \cos^2\alpha - \sin^2\alpha \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

e onde o ângulo α é o ângulo entre o referencial original Ox e o novo referencial Ox' : $\alpha = \cos^{-1}(i, i')$.

Considerando agora o campo de deslocamentos dado por $\mathbf{u} = \{u, v, w\}$, as componentes de deformação são expressas como

$$\begin{aligned}\varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x}; \\ \varepsilon_{yy} &= \frac{\partial v}{\partial y}; \\ \varepsilon_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}.\end{aligned}\tag{3.37}$$

Assim, o vetor de deformação pode ser definido como uma combinação de um operador diferencial e o campo de deslocamentos, \mathbf{u} ,

$$\boldsymbol{\epsilon} = \mathbf{L}\mathbf{u}\tag{3.38}$$

onde \mathbf{L} é dado por

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & \frac{\partial}{\partial y} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix}^T\tag{3.39}$$

3.3.2. Forma Fraca

As equações do sistema de forma forte são equações que regem o fenómeno em estudo. Idealmente, esta forma deveria ser a utilizada, uma vez que a solução final é exata. No entanto, em problemas complexos de engenharia prática, a obtenção de uma solução exata é extremamente difícil. Assim, muitas vezes é preferível usar a forma fraca, onde as funções utilizadas são aproximadas, mas são capazes de produzir equações de sistemas algébricos estáveis e dar um sistema discretizado de equações que levam a resultados mais precisos. [60] Uma das vantagens da utilização da forma fraca é também a diminuição do custo computacional.

3.3.2.1. Forma fraca de Galerkin

No presente trabalho, vai-se demonstrar as equações discretas usando a forma fraca de Galerkin, que é um método variacional baseado na minimização da energia.

Considerando um corpo descrito por um domínio $\Omega \in \mathbb{R}^2$ e limitado por Γ , onde $\Gamma \in \Omega$: $\Gamma_u \cup \Gamma_t = \Gamma \wedge \Gamma_u \cap \Gamma_t = \emptyset$, sendo Γ_u a fronteira essencial e Γ_t a fronteira natural, as equações de equilíbrio que governam o problema elastostático linear são definidas como

$$\nabla \Lambda + \mathbf{b} = 0 \quad (3.40)$$

e onde ∇ é o operador nabla, \mathbf{b} é a força por unidade de volume do corpo e Λ é o tensor de tensão de Cauchy, já definido anteriormente. A fronteira natural respeita a condição $\Lambda \mathbf{n} = \bar{\mathbf{t}}$ em Γ_t , sendo que \mathbf{n} é a unidade normal, para fora, à fronteira do domínio Ω e $\bar{\mathbf{t}}$ a tração na fronteira natural Γ_t . A condição da fronteira essencial é $\mathbf{u} = \bar{\mathbf{u}}$ em Γ_u , onde $\bar{\mathbf{u}}$ é o deslocamento prescrito da fronteira essencial Γ_u .

De acordo com a forma fraca de Galerkin, a solução real é a que minimiza a funcional Lagrangeano L ,

$$L = T - U + W_f \quad (3.41)$$

onde T é a energia cinética, U é a energia de deformação e W_f é o trabalho produzido pelas forças externas. A energia cinética é definida por

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega \quad (3.42)$$

onde Ω , ρ e $\dot{\mathbf{u}}$ representam, respectivamente, o volume do sólido, a densidade mássica e a primeira derivada do deslocamento com respeito ao tempo, ou seja, a velocidade. A energia de tensão, para materiais elásticos é definida como

$$U = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega \quad (3.43)$$

sendo que $\boldsymbol{\varepsilon}$ é o vetor de deformação e $\boldsymbol{\sigma}$ o vetor de tensão. O trabalho produzido pelas forças externas pode ser definido como

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \quad (3.44)$$

onde \mathbf{u} representa o deslocamento, \mathbf{b} as forças do corpo e Γ_t é o limite de tração onde as forças externas $\bar{\mathbf{t}}$ são aplicadas. Pela substituição do funcional Lagrangeano L pode ser reescrita como

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \quad (3.45)$$

e depois minimizada

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} \left[\frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] dt = 0. \quad (3.46)$$

Movendo o operador de variação, δ , para dentro dos integrais

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[\frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}}) d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] dt = 0 \quad (3.47)$$

O segundo termo da equação acima descrita pode ser desenvolvido, ficando da seguinte maneira

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} + \boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} \quad (3.48)$$

Como os dois termos acima representam escalares, a transposta não afeta o resultado, então

$$\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} = (\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma})^T = \delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon} \quad (3.49)$$

Usando a equação constitutiva $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon}$ e a propriedade de simetria da matriz do material, $\mathbf{c}^T = \mathbf{c}$, é possível escrever

$$\delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta(\mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon})^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}. \quad (3.50)$$

Assim, retomando a equação (3.48)

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = 2\delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (3.51)$$

Retomando a equação (3.47), esta pode ser expressa como

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[-\rho \int_{\Omega} (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \right] dt = 0 \quad (3.52)$$

Para satisfazer a equação acima descrita para todas as escolhas possíveis do integrando da integração do tempo, temos que

$$-\rho \int_{\Omega} (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = 0. \quad (3.53)$$

Considerando as relações tensão-deformação, $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon}$, e deformação-deslocamento $\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L} \mathbf{u}$, conclui-se que

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L} \mathbf{u})^T \mathbf{c} (\mathbf{L} \mathbf{u}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma + \int_{\Omega} \rho (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega = 0 \quad (3.54)$$

que é a forma fraca de Galerkin escrita em termos de deslocamento, muito útil em problemas de mecânica dos sólidos. Em problemas estáticos, o quarto termo desaparece.

3.3.3. Sistema de Equações discreto

De acordo com o princípio do trabalho virtual usado em métodos sem malhas, as equações discretas são obtidas usando as funções de forma sem malha, como funções de teste. Assim, os deslocamentos virtuais, ou as funções de teste, podem ser definidos como

$$\delta \mathbf{u}(\mathbf{x}_I) = \delta \mathbf{u}_I = \mathbf{I} \begin{Bmatrix} \boldsymbol{\phi}_I \\ \boldsymbol{\phi}_I \end{Bmatrix} \mathbf{u}_s = \begin{bmatrix} \varphi_1(\mathbf{x}_I) & 0 & \dots & \varphi_n(\mathbf{x}_I) & 0 \\ 0 & \varphi_1(\mathbf{x}_I) & \dots & 0 & \varphi_n(\mathbf{x}_I) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \delta u_1 \\ \delta v_1 \\ \vdots \\ \delta u_n \\ \delta v_n \end{Bmatrix} = \mathbf{H}_I \delta \mathbf{u}_s \quad (3.55)$$

sendo \mathbf{I} a equação identidade 2×2 e $\mathbf{u}_i = \{u_i, v_i\}$, tendo dois graus de liberdade, uma vez que é considerado um problema 2D.

Assim sendo, o trabalho virtual do primeiro termo da Equação (3.54)

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L} \mathbf{u})^T \mathbf{c}(\mathbf{L} \mathbf{u}) d\Omega = \int_{\Omega} (\mathbf{L} \mathbf{H}_I \delta \mathbf{u}_s)^T \mathbf{c}(\mathbf{L} \mathbf{H}_I \mathbf{u}_s) d\Omega = \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}_s \mathbf{B}_I^T \mathbf{c} \mathbf{B}_I \mathbf{u}_s d\Omega = \delta \mathbf{u}_s^T \int_{\Omega} \mathbf{B}_I^T \mathbf{c} \mathbf{B}_I d\Omega \mathbf{u} \quad (3.56)$$

onde \mathbf{B}_I é a matriz de deformação resultante para os n nós que constituem as células de influência do ponto de interesse \mathbf{x}_I e que é definido por

$$\mathbf{B}_I = \begin{bmatrix} \frac{\partial \varphi_1(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \varphi_2(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & 0 & \dots & \frac{\partial \varphi_n(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial \varphi_1(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_2(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & \dots & 0 & \frac{\partial \varphi_n(\mathbf{x}_I)}{\partial y} \\ \frac{\partial \varphi_1(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_1(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & \frac{\partial \varphi_2(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_2(\mathbf{x}_I)}{\partial x} & \dots & \frac{\partial \varphi_n(\mathbf{x}_I)}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_n(\mathbf{x}_I)}{\partial x} \end{bmatrix}. \quad (3.57)$$

Da mesma maneira, os outros termos da Equação (3.54) podem ser simplificados, como mostram a seguir

$$\int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega = \int_{\Omega} (\mathbf{H}_I \delta \mathbf{u}_s)^T \mathbf{b} d\Omega = \delta \mathbf{u}_s^T \int_{\Omega} \mathbf{H}_I^T \mathbf{b} d\Omega = \quad (3.58)$$

$$\int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = \int_{\Gamma_t} (\mathbf{H}_I \delta \mathbf{u}_s)^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = \delta \mathbf{u}_s^T \int_{\Gamma_t} \mathbf{H}_I^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma \quad (3.59)$$

$$\int_{\Omega} \rho (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega = \delta \mathbf{u}_s^T \int_{\Omega} \mathbf{H}_I^T \rho \mathbf{H}_I d\Omega \ddot{\mathbf{u}} \quad (3.60)$$

Assim a Equação (3.54) pode ser descrita como

$$\delta L = \delta u_s^T \int_{\Omega} \mathbf{B}_I^T \mathbf{c} \mathbf{B}_I d\Omega u - \delta u_s^T \int_{\Omega} \mathbf{H}_I^T \mathbf{b} d\Omega - \delta u_s^T \int_{\Gamma_t} \mathbf{H}_I^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma + \delta u_s^T \int_{\Omega} \mathbf{H}_I^T \rho \mathbf{H}_I d\Omega \ddot{u} = 0 \quad (3.61)$$

em que $\int_{\Omega} \mathbf{B}_I^T \mathbf{c} \mathbf{B}_I d\Omega \mathbf{u} = \mathbf{K}$, $\int_{\Omega} \mathbf{H}_I^T \mathbf{b} d\Omega = \mathbf{f}_b$, $\int_{\Gamma_t} \mathbf{H}_I^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma = \mathbf{f}_t$ e $\int_{\Omega} \mathbf{H}_I^T \rho \mathbf{H}_I d\Omega = \mathbf{M}$.

A equação de equilíbrio é então obtida e definida por

$$\mathbf{K} \mathbf{u} + \mathbf{M} \ddot{\mathbf{u}} = \mathbf{f}_b + \mathbf{f}_t \quad (3.62)$$

sendo \mathbf{K} a matriz de rigidez, \mathbf{u} o campo de deslocamentos, \mathbf{M} a matriz mássica, \mathbf{f}_b o vector de peso do corpo e \mathbf{f}_t o vector de forças externas. Considerado que $\mathbf{f} = \mathbf{f}_b + \mathbf{f}_t$, através da Equação (3.76), podemos obter o campo de deslocamentos \mathbf{u} .

A partir daqui, é possível determinar numerosas variáveis. A deformação $\epsilon(\mathbf{x}_I)$, num ponto de interesse $\mathbf{x}_I \in \Omega$ pode ser obtida utilizando a Equação (3.38). Depois, usando a Lei de Hooke presente na Equação (3.32), o campo de tensões, $\sigma(\mathbf{x}_I)$, também pode ser obtida.

Considerando os campos de tensão e deformação, o campo de densidade de energia de deformação (em inglês *Strain Energy Deformation* - SED) para qualquer ponto de interesse \mathbf{x}_I e um caso de carga específica pode ser determinado como

$$U(\mathbf{x}_I) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_I} \sigma(\mathbf{x}_I)^T \epsilon(\mathbf{x}_I) d\Omega_I. \quad (3.63)$$

A tensão principal $\sigma(\mathbf{x}_I)$ para um ponto de interesse \mathbf{x}_I é obtido do tensor de tensor de Cauchy $\Lambda(\mathbf{x}_I)$ usando a expressão

$$\det \left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{xy}(\mathbf{x}_I) \\ \sigma_{xy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{yy}(\mathbf{x}_I) \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I)_i \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad (3.64)$$

e as direções principais $\mathbf{n}((\mathbf{x}_I)_i) = \{n_x((\mathbf{x}_I)_i), n_y((\mathbf{x}_I)_i)\}^T$ são obtidas com

$$\left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{xy}(\mathbf{x}_I) \\ \sigma_{xy}(\mathbf{x}_I) & \sigma_{yy}(\mathbf{x}_I) \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I)_i \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{Bmatrix} n_x((\mathbf{x}_I)_i) \\ n_y((\mathbf{x}_I)_i) \end{Bmatrix} = 0. \quad (3.65)$$

As três principais tensões obtidas podem ser utilizadas para determinar a tensão de von Mises efetiva para cada ponto de interesse \mathbf{x}_I com a seguinte expressão

$$\bar{\sigma}(\mathbf{x}_I) = \sqrt{\frac{1}{2} ((\sigma(\mathbf{x}_I)_1 - \sigma(\mathbf{x}_I)_2)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_2 - \sigma(\mathbf{x}_I)_3)^2) + (\sigma(\mathbf{x}_I)_3 - \sigma(\mathbf{x}_I)_1)^2} \quad (3.66)$$

Capítulo 4

Estado da Arte

Nas últimas décadas, a biomecânica tem sido o foco de muitos investigadores para determinar a principal causa das lesões cerebrais, sendo o maior foco as induzidas por impacto.[1], [70]

Para investigar as lesões da cabeça, as experiências envolvem cadáveres, animais ou modelos físicos humanos (dummies). No entanto, levantam-se várias questões relativas aos aspectos éticos e técnicos, como o caso dos custos da substituição de uma peça falsa danificada após o seu uso numa experiência. Além disso, algumas respostas biomecânicas internas do cérebro não são medidas facilmente com técnicas experimentais.[1], [71] Como alternativa para testes laboratoriais experimentais, modelos computacionais têm sido utilizados.[1] Estes modelos, que vão desde modelos simples de forma esférica 2D a modelos 3D complexos,[39] provaram ser ferramentas úteis para prever e calcular respostas biomecânicas internas do cérebro (pressão interna, deslocamento, tensão, deformação) durante o impacto. [1], [38], [39]

A biofidelidade do modelo criado depende de vários factores, tais como os detalhes anatómicos e o modelo constitutivo do material utilizado.[10] Após a validação, um modelo da cabeça pode ajudar a compreender mecanismos de lesões e quantificar parâmetros mecânicos relacionados com um estímulo específico. [12]

4.1. Modelos de Elementos Finitos

Ao longo das últimas três décadas, várias versões de modelos utilizando o FEM foram desenvolvidas e validadas, comparando e correlacionando os resultados da simulação computacional com dados experimentais.[10], [38], [39], [72]

Embora os estudos iniciais utilizassem modelos que representavam o sistema cabeça-cérebro como uma casca esférica ou oval cheia de fluido, [72]-[74] com o avançar da tecnologia e do conhecimento, os modelos tornaram-se mais complexos, uma vez que foram sendo incluídas mais estruturas anatômicas e consideradas geometrias mais próximas da realidade.

Em 1991, Ruan et al [72] utilizou um modelo 2D que continha o cérebro dividido em três membranas - falx cerebral, a dura mater e o tentorium cerebelar - e que era envolvido pelo LCR. Este estudo permitiu concluir que, as membranas afectam significativamente a resposta dinâmica do cérebro.

Um outro estudo, conduzido por Cloots et al [75], concluiu que a representação dos sulcos e giros tem uma influência na tensão equivalente, utilizando três modelos bidimensionais com diferentes representações do córtex cerebral.

Embora os modelos 2D sejam utilizados, os modelos 3D são mais relevantes para a maioria das análises. [24] Para a criação dos modelos 3D, muitas vezes utilizam-se imagens médicas, para que a geometria seja idêntica à real, como no caso do trabalho desenvolvido por Bandak et al. [23] ou por Kleiven e Holst [36]. Estes modelos, na maior parte das vezes, além do cérebro, incluem o crânio para estudar a influência do osso na lesão cerebral ou para estudar a fractura do crânio. [76] Outros modelos ainda adicionam componentes faciais, para permitir simular a inércia da estrutura facial. [12], [23]

Os modelos computacionais têm uma vasta área de aplicação, sendo possível utilizá-los para determinar o contributo das acelerações translacionais e/ou rotacionais na deformação cerebral [80], investigar condições de impacto da cabeça e compreender os mecanismos de lesões na cabeça em acidentes de pedestres [81], investigar a dinâmica da cabeça e as respostas dos tecidos cerebrais nas reconstruções de lesões resultantes em concussão, sintoma pós-concussão persistente (SPCP) e hematoma subdural (HSD) [27], analisar o efeito de diferentes tamanhos da cabeça humana em impactos e cargas inerciais [36] ou simular as ocorrências transitórias de acidentes simples de pedestres. [29] Por exemplo, no final da década de 1990, um novo modelo na Universidade Louis Pasteur de Estrasburgo (ULP) que incluía as principais características anatômicas da cabeça como o crânio, o falx cerebral, o tentorium cerebelar, o espaço subaracnóide, o couro cabeludo, o cérebro, o cerebelo e o tronco encefálico, foi desenvolvido e modelado com 13 208 elementos (ver Figura 4.1). [77], [78] Este modelo foi utilizado em vários estudos como na replicação de um impacto na cabeça num acidente de motociclo (1997) [77]; na ciência forense, reconstruindo duas quedas e comparando os resultados da simulação com os dados clínicos das vítimas (2006) [37]; e na avaliação da aceleração máxima, tensões e deformações com o objectivo de propor uma tolerância de 50% de risco de ocorrer lesões na cabeça (2008). [78]

Outro estudo, realizado por Sahoo et al [76] tinha como principal objetivo a validação da fratura de crânio, levando a uma melhor compreensão do seu mecanismo. O modelo computacional utilizado representava características anatômicas como o couro cabeludo, o cérebro, o tronco encefálico, o líquido cefalorraquidiano (LCR), o crânio, a face e duas membranas (o

falx e o tentorium), possuindo no total uma malha com 13 208 elementos. A validação do modelo foi efetuada utilizando novos dados experimentais obtidos por estudos de cadáveres. Posteriormente, o modelo foi utilizado adicionando um cérebro obtido através do acoplamento de três componentes numéricas: malha cerebral de SUFEHM, dados de imagem de difusão por ressonância magnética e lei de material cerebral visco-hiperelástica anisotrópica, [10] onde o objetivo era melhorar o modelo isotrópico de elementos finitos existente, considerando uma nova lei constitutiva que incluía anisotropia fracionada e orientação da fibra axonal.

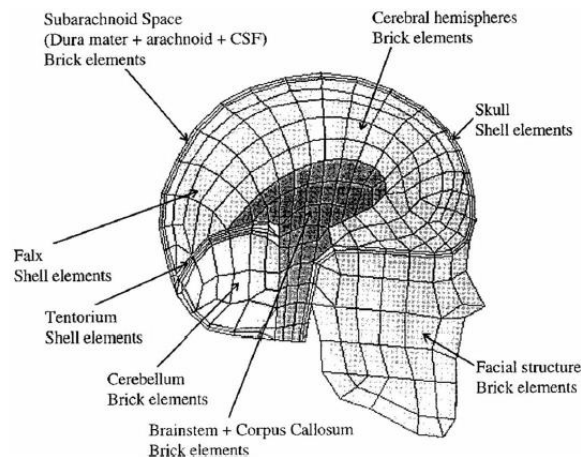


Figura 4.1: Geometria do modelo ULP com indicação das estruturas modeladas e o tipo de elementos utilizado (adaptado de [20])

Desde 1993, que o modelo desenvolvido pela Universidade de Wayne State possui uma vasta história de desenvolvimento.[26] Este modelo foi utilizado em 2001 por Zhang et al.[79] e posteriormente, sofreu algumas alterações, principalmente a nível de qualidade da malha.[33] Além dos componentes mais comuns como o couro cabeludo, o osso do crânio, membranas e LCR, o modelo também possui seios venosos, ventrículos cerebrais e veias de ponte. Em 2005, Viano et al [26] faz uso deste modelo para comparar respostas cerebrais com sinais e sintomas de concussão determinados pelo médico para investigar os mecanismos de lesões no tecido.

Tse et al [1] desenvolveu um modelo mais apropriado e realista da cabeça, onde o objetivo era obter uma melhor previsão das respostas mecânicas da cabeça durante o tempo em que ocorre o ferimento na mesma. Neste estudo são utilizados dois modelos. Na Figura 4.2 (A) está representado o modelo 1, que inclui um crânio com características ósseas faciais detalhadas, dentes, vértebras cervicais, cartilagem septal nasal, cartilagens laterais nasais, cérebro, cerebelo e tronco encefálico e LCR que separa o crânio e o cérebro. Na Figura 4.2 (B), adicionou-se o couro cabeludo e o cérebro foi separado em massa branca, massa cinzenta, mesencéfalo e todo o sistema ventricular.

O trabalho de Jin et al [38] tinha como objetivo melhorar a previsão da lesão na cabeça, focando-se na investigação do comportamento do líquido cefalorraquidiano (LCR). O modelo utilizado era constituído por couro cabeludo, crânio, ossos faciais, dura, LCR, pia-máter, cé-

rebro, cerebello, ventrículos, tronco encefálico, falx e tentorium. Várias simulações foram feitas, simulando o LCR como um material elástico, um material viscoelástico ou como um fluido. Os autores concluíram que, modelar o LCR com um módulo de compressibilidade elevado é o mais apropriado para prever a resposta do cérebro e a lesão durante o impacto na cabeça humana.

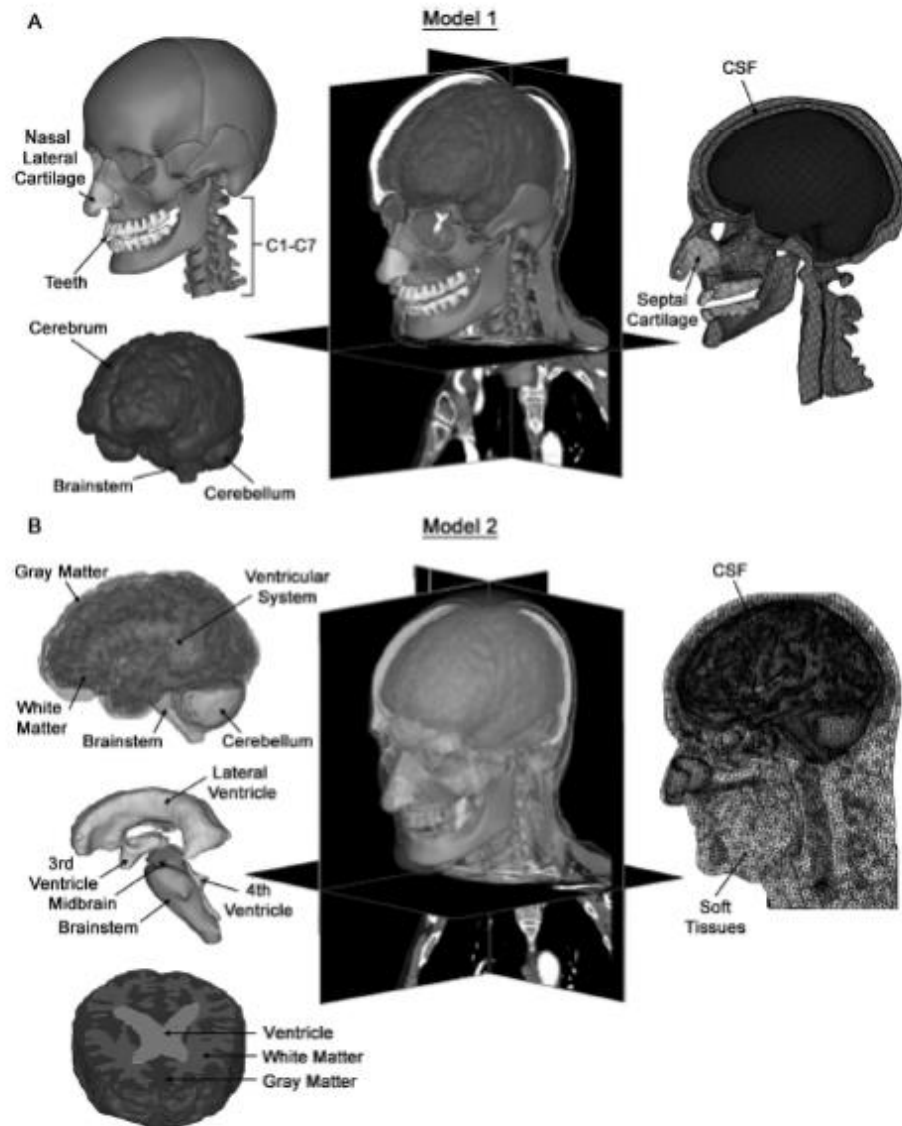


Figura 4.2: Modelos utilizados pelo trabalho conduzido por Tse et al [1] (A) Modelo 1, com demonstração à direita do modelo em malha que mostra a visão no meio sagital do crânio e do líquido cefalorraquidiano, exceto o cérebro (B) Modelo 2, com demonstração à direita do modelo em malha que mostra a complexidade da integração dos tecidos do cérebro nos seus componentes segmentados

Em 2013, o objetivo de Mao et al [39] era desenvolver um novo modelo FE da cabeça que pudesse ser aplicado a uma variedade de cenários de impacto com biofidelidade. O modelo construído possui estruturas detalhadas do crânio, face e cérebro, tendo no total 270 552 elementos de diferentes tipos. Com este trabalho concluiu-se que este modelo fornece um método sólido para prever e avaliar lesões da cabeça múltiplas uma vez que foi validado con-

tra um largo espectro de dados de impacto de cabeça e pode ser usado em uma grande variedade de cenários de impacto para prever respostas cranianas, faciais e intracranianas.

A maioria das validações dos modelos apresentados dá-se pela comparação dos resultados com os dados dos trabalhos de Nahum et al. [82], [83], Troiselle et al. [84] e Hardy et al [85].

4.2. Modelos sem Malha

Todos os trabalhos citados no Capítulo 4.1 utilizam modelos FE. No entanto, quando as geometrias são altamente irregulares, criar uma malha manual consome demasiado tempo. Para geração eficiente de modelos a serem utilizados em simulação em tempo real, como no caso de procedimentos cirúrgicos, opta-se por outros métodos numéricos, como os métodos sem malha, onde a fase de discretização é mais flexível. [11], [86], [87] Para uma melhor compreensão do que foi dito anteriormente, Horton et al. [86] demonstraram que um modelo baseado num método sem malha com apenas 6371 pontos de integração facilmente se transformaria em 18 000 elementos se se utilizasse um modelo de elementos finitos, o que resultaria num grande consumo computacional. O modelo que estes autores utilizaram no seu trabalho foi desenvolvido com base em imagens MRI, tal como a geometria do modelo utilizado por Zhang et al. [88] Depois de obtida a geometria, o modelo utilizado por Zhang et al. [88] foi discretizado com 21 498 nós e 115 029 células de integração tetraédricas (ver Figura 4.3).

O objetivo dos dois trabalhos citados anteriormente [87], [88] era a realização de simulações para validarem os algoritmos utilizados, através da comparação de experiências simples de indentação, onde se aplicava um deslocamento em certos nós e se verificava as forças de reação.

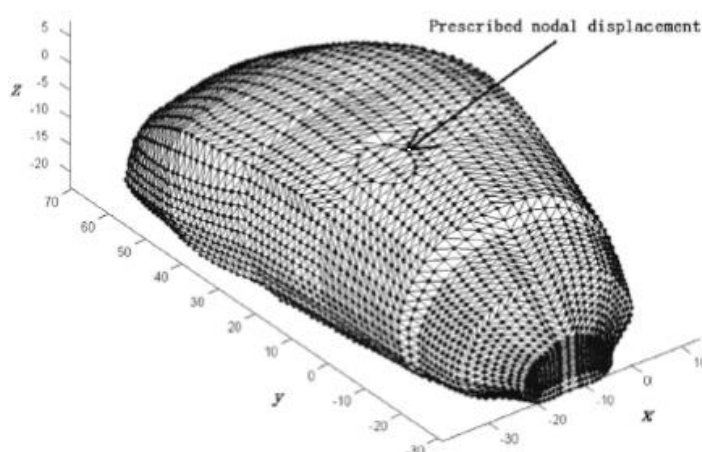


Figura 4.3: Geometria do modelo utilizado no estudo conduzido por Zhang et al [88]. Apresenta o domínio discretizado com nós e com a grelha de integração tetraédrica e a área circular representa os nós que estão sob deslocamento prescrito durante a indentação. (adaptado de [88])

Horton et al [87] concluiu, durante o seu estudo, que para simulação cirúrgica, o algoritmo a utilizar funciona melhor com uma combinação dos dois métodos - método dos elementos finitos e método sem malha. Neste sentido, as fronteiras devem possuir uma malha de boa qualidade e, por isso, se devem usar elementos que sejam criados automaticamente para toda a geometria do modelo. Para fronteiras complexas, utiliza-se uma única camada de elementos hexaédricos. Como no interior dos modelos não são tão facilmente criados os elementos hexaédricos de boa qualidade, opta-se pelo algoritmo sem malha.

4.3. Leis de Materiais utilizados

Nesta subsecção, apresentamos os modelos de material utilizados para modelar os diferentes modelos de cérebro citados nos subcapítulos 4.1 e 4.2.

Quando os modelos da cabeça consistiam em cascas esféricas ou ovais, era comum o cérebro ser modelado como um fluido líquido. [73], [74] No entanto, este tipo de material não simula verdadeiramente o comportamento do cérebro. Assim, vários estudos consideraram o comportamento dos tecidos da cabeça como elástico, homogéneo e isotrópico. Foi o caso do estudo conduzido por Ruan et al. [72] Nem todos os estudos referem estas três características. Por exemplo, Rual et al [12], diz apenas que os tecidos cerebrais eram considerados elásticos e homogéneos

Com o aumento do conhecimento do comportamento do cérebro e para resultados mais realísticos, o cérebro foi começando a ser modelado como um material viscoelástico. [77] Este tipo de modelo foi também utilizado em 2004, por Zhang et al.[33] para modelar a massa branca, massa cinzenta e o tronco encefálico. Para descrever o comportamento dos tecidos cerebrais Jin et al. [38] optou por utilizar um modelo de Maxwell viscoelástico linear. [38]

O objetivo do estudo conduzido por Brands et al.[71] era estudar o efeito da não linearidade na resposta cerebral e para isso utilizou um modelo de material também viscoelástico não linear. Este tipo de modelo de material também foi utilizado por Cloots et al [75].

Cada vez mais houve necessidade de tornar os estudos e os resultados das simulações mais próximos da realidade para compreensão dos mecanismos das lesões que ocorrem no cérebro e, por isso, em 2014, Sahoo et al [10] consideraram uma nova lei constitutiva, num modelo pré-existente que incluía anisotropia fracionada e orientação da fibra axonal combinado com um modelo de material cerebral visco-hiperelástico. A combinação de leis constitutivas foi também utilizado por Horgan et al. [29] e Tse et al. [1] que, para modelar o cérebro utilizou um modelo de material linearmente viscoelástico combinado com uma teoria de grande deformação para modelar o tecido cerebral.

Já em 2002, Kleiven et al. [36] modelaram o tecido cerebral como hiperelástico não linear. Para modelar o comportamento do cérebro, alguns estudos também utilizaram o modelo constitutivo de Neo-Hookean. [86], [88]

4.4. . Vibrações

Os efeitos de vibração no corpo humano podem ser investigados através de um teste de ressonância de impedância. Para medir a impedância combinada de tecidos moles e duros é importante que se use acelerômetros adequadamente conectados ao segmento de corpo relevante. [46]

Vários modelos biomecânicos foram desenvolvidos como resultado da complexidade associada à transmissibilidade das vibrações ao corpo humano bem como à sua percepção pelo Homem. Estes modelos pretendem explicar e prever os efeitos decorrentes da exposição ocupacional a vibrações em diversos contextos e centram-se, essencialmente, no desconforto produzido e na carga biomecânica induzida ao nível da coluna vertebral. [9]

O objetivo desta subsecção é o de obter algumas frequências de potenciais fontes de vibração que se focam em instrumentos de trabalho - vibração transmitida ao sistema braço-mão - e em comboios, um tipo de meio de transporte - vibração transmitida a todo o corpo. A gama de vibrações está referida na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Exemplos de frequências de vibrações medidas experimentalmente

Fonte de vibração	Frequência [Hz]	Velocidade	Referência
Martelo	75-77	-	[89]
Pneumático	50	-	[90][91]
Rebarbadora	137	-	[90][91]
Martelo pneumático	12,5-31,5	-	[92]
de Estrada	16	-	[93]
Chave pneumática	12,5-31,5	-	[92]
	30	-	[93]
Lixadeira Orbital	100	-	[93]
Martelo Perfurador	46	-	[94]
	35-45	-	[95]
	10	-	[96]
Comboios	9,1	300	[97]
	0-2,38	0-300	[98]
	3,25-29,03	215,2-313,6	[99]

Embora na Tabela 4.1 estejam apresentados muitos exemplos de máquinas utilizadas em construção em que prevalece uma transmissibilidade ao sistema mão-braço, há evidências de que a exposição a este tipo de vibração afeta o corpo inteiro. Por exemplo, num estudo realizado com uma motosserra, que utilizou 14 sujeitos com experiência no uso deste aparelho, houve indicação de alterações na frequência cardíaca, no eletrocardiograma e eletroencefalograma e nos níveis hormonais no plasma e a duração do trabalho ocorreu em apenas sete

minutos. O trabalho realizado pela motosserra pode, também, estimular o sistema nervoso central de forma direta ou indireta.[100]

Um estudo conduzido por Yan et al. [101] mostra que uma lesão cerebral induzida por VCI é mínima na fase inicial, não havendo qualquer tipo de lesão estrutural. No entanto, com uma exposição continuada, este tipo de lesão tem o potencial de se acumular. Este tipo de lesões cerebrais torna-se invisíveis, uma vez que a força que afeta o tecido cerebral é induzida pelas ondas de vibração que se propagam ao longo do corpo.

A exposição à vibração é reconhecida como tendo efeitos negativos nos sistemas circulatório, respiratório, neurológico e músculo-esquelético, tal como demonstrado por Matoba et al.[100]. No entanto, conhece-se relativamente pouco as consequências da exposição à VCI na saúde cerebral. Assim sendo, é necessária mais investigação para compreender se as lesões cerebrais traumáticas são ou não desencadeadas pelo uso de aparelhos vibratórios. [102]

Capítulo 5

Simulação Biomecânica do Tecido Cerebral

Neste trabalho, foram utilizados dois modelos, um bidimensional e um tridimensional. Para a realização das simulações foi utilizado o FEMAS, Software educacional com uma interface gráfica de usuário amigável capaz de resolver vários problemas de mecânica computacional em 2D e 3D, desenvolvido pelo Professor Jorge Belinha. . Para a utilização deste software é necessário indicarmos as propriedades mecânicas dos materiais, condições essenciais de fronteira e condições naturais de fronteira. Todas estas condições vão ser, de seguida, descritas.

5.1. Modelo 2D utilizado

O modelo 2D utilizado representa uma fatia do cérebro do plano médio sagital e é constituído por osso do crânio, líquido cefalorraquidiano (LCR) e pelo cérebro, que se encontra dividido em massa branca e massa cinzenta. O domínio do modelo foi discretizado com elementos triangulares, uma vez que a malha de elementos pode ser utilizada tanto na análise do FEM como nos métodos sem malha. No caso dos métodos sem malha, a análise negligencia os elementos e apenas considera os nós. No final, o modelo 2D possui 3165 elementos triangulares, com um total de 1653 nós. O presente trabalho é uma extensão do trabalho realizado por Marques et al. [103], e, como tal, o mesmo modelo 2D é utilizado.

Neste estudo, os nós mais exteriores pertencentes ao crânio foram restringidos em todas as direções: $\bar{u} = 0 \wedge \bar{v} = 0$, como representado na Figura 5.1. Adicionalmente foi aplicado em todos os nós do modelo uma aceleração de $2,0 \times 10^6 \text{ mm/s}^2$ em cinco sentidos diferentes. O valor da aceleração corresponde ao pico da aceleração da cabeça devido a um impacto súbito, tal como sugerido por Yang et. al. [104] Deste modo, os autores decidiram utilizar o pico de aceleração referido como sendo a aceleração típica que ocorre num caso geral de impacto. A aceleração foi aplicada a todos os nós do modelo, assumindo que, no instante anterior ao impacto, todo o domínio possui a mesma aceleração. Uma vez que a aceleração é multiplicada pela massa infinitesimal de cada ponto de integração, é então gerada uma força de volume

nodal por integração numérica, que depende do volume infinitesimal de cada nó e da respetiva densidade.

Posteriormente, procedeu-se a uma análise de vibrações livres do modelo.

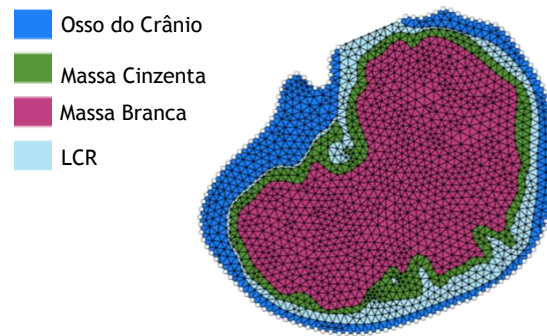


Figura 5.1: Modelo 2D com restrições de $\bar{u} = 0 \wedge \bar{v} = 0$ nos nós exteriores ao osso do crânio

Como já referido, na análise do modelo bidimensional foi considerado o estado plano de deformação.

5.2. Modelo 3D utilizado

O modelo 3D utilizado representa metade da cabeça, sendo cortado pelo plano médio sagital e tal como o modelo 2D é constituído por osso do crânio, líquido cefalorraquidiano (LCR), pela massa branca e pela massa cinzenta, tal como mostra a Figura 5.2.

O modelo utilizado tem a mesma geometria do modelo utilizado no trabalho de Marques et al. [103], no entanto, devido a limitações de *hardware*, foi necessário proceder a mudanças na malha. No final, o modelo 3D possui 10537 elementos tetraédricos lineares de 4 nós, com um total de 2039 nós.

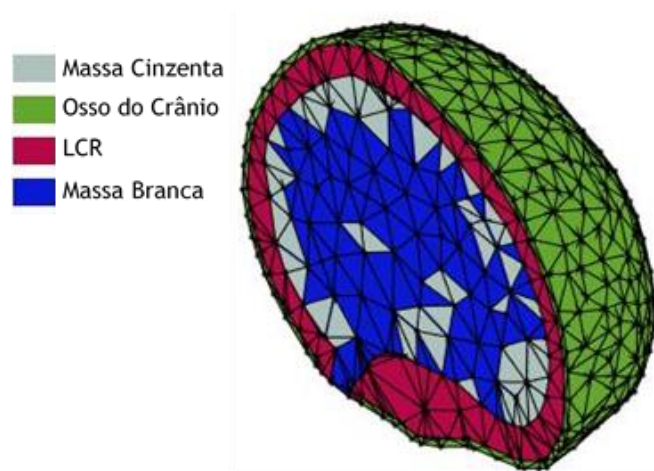


Figura 5.2: Imagem do Modelo 3D representativo de metade do cérebro

De forma a reforçar a simetria do modelo, todos os nós pertencentes ao plano de simetria do modelo da cabeça (plano Oyz com $x = 0$) são fixos ao longo da direção Ox ($\bar{u} = 0$). Adicionalmente, os nós pertencentes à superfície do crânio foram restringidos em todas as direções, ou seja, $\bar{u} = 0 \wedge \bar{v} = 0 \wedge \bar{w} = 0$. Tal como no caso bidimensional, depois de obtido o modelo com todas as condições de fronteira definidas, procedeu-se à análise elasto-estática, aplicando uma aceleração a todos os nós com uma magnitude de $2,0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$. De seguida, procedeu-se à análise de vibrações livres.

5.3. Propriedades Mecânicas utilizadas

Definir as propriedades de um modelo é sempre um passo importante para que os resultados finais sejam os mais próximos da realidade. Desta forma, para as diferentes regiões anatómicas que constituem o modelo utilizado foram assumidas propriedades mecânicas diferentes. Em relação ao LCR, como este é um fluído, as propriedades mecânicas são assumidas como sendo iguais às propriedades da dura-máter, a membrana mais externa das meninges. Esta premissa foi assumida de forma a simplificar o modelo e a sua análise.

Na Tabela 5.1 estão resumidas as propriedades mecânicas utilizadas para cada estrutura dos modelos utilizados no presente trabalho.

Tabela 5.1: Propriedades Mecânicas do Modelo

Região Anatómica	Densidade (ton/mm^3)	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso do Crânio	$1,210 \times 10^{-9}$	8000	0,22
Massa Branca	$1,040 \times 10^{-9}$	34	0,45
Massa Cinzenta	$1,040 \times 10^{-9}$	41	0,45
LCR	$1,130 \times 10^{-9}$	12	0,45

Capítulo 6

Resultados

Neste capítulo, são apresentados os resultados de uma análise linear elasto-estática, onde foram aplicadas distintas acelerações ao modelo. Foram utilizados quatro métodos diferentes: o FEM, o RPIM com a formulação original (RPIM-O), o RPIM com a formulação modificada (RPIM-M) e o NNRPIM. De seguida, os resultados obtidos com os diferentes métodos são comparados. De seguida é realizada uma análise dinâmica (vibrações livres), onde são apresentados os resultados dos dez primeiros modos de vibração. É de salientar que, apesar dos modelos do cérebro distinguirem quatro tipos de material, os resultados apresentados apenas são referentes aos domínios da massa branca e da massa cinzenta.

6.1. Aplicação de Aceleração

6.1.1. Modelo 2D

Na Figura 6.1 estão representados os diferentes sentidos da aceleração aplicados ao modelo bidimensional. Embora os vetores tenham diferentes sentidos, a sua magnitude é constante e igual a $2.0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$, tal como sugerido pelo trabalho de Yang et. al. [104]

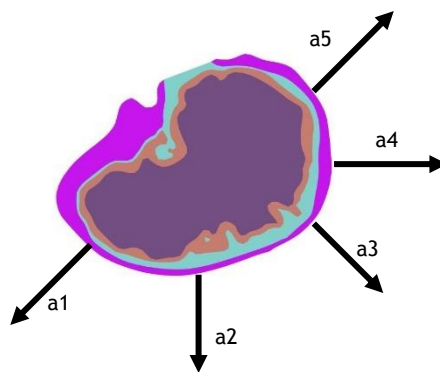


Figura 6.1: Modelo 2D com indicação dos diferentes sentidos do vetor aceleração a que é submetido. Notar que $\|a_1\| = \|a_2\| = \|a_3\| = \|a_4\| = \|a_5\| = 2.0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$

Os resultados da aplicação dos diferentes vetores de aceleração aparecem nas Figura 6.2, Figura 6.3, Figura 6.4, Figura 6.5, Figura 6.6. Estas imagens representam os mapas de cores obtidos para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} , e para a tensão equivalente de von Mises, σ_{ef} , utilizando os quatro métodos diferentes já acima referidos.

Na Figura 6.2, o vetor da aceleração aplicado é $\vec{a}_1 = (-1.4142 \times 10^6, -1.4142 \times 10^6)$. Nas extremidades do modelo, o valor das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} , em módulo, é máximo. Em relação à tensão equivalente de von Mises, σ_{ef} , também os valores máximos positivos obtidos ocorrem em ambas as extremidades. Tal deve-se à expressão que define a tensão equivalente de von Mises,

$$\sigma_{ef} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2} \quad 6.1$$

onde, no caso de domínios bidimensionais, a componente σ_{33} desaparece.

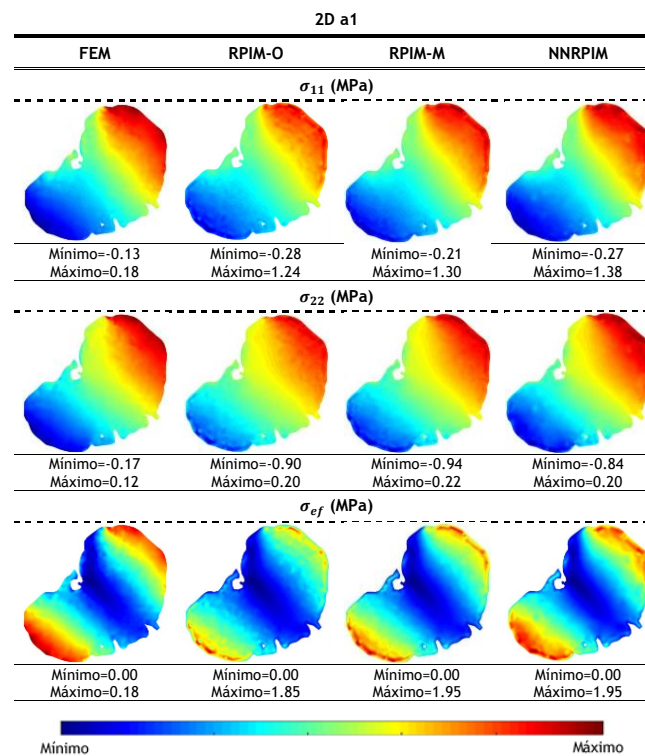


Figura 6.2: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_1 , onde o vetor é $(-1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Do mesmo modo, na Figura 6.3 são apresentados os mapas de cores para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, quando é aplicado a_2 . É visível a mudança de orientação relativamente à Figura 6.2. Esta mudança de orientação sugere que as isolinhas das tensões são perpendiculares ao vetor aceleração. A tendência é a mesma, são formados

faixas de igual tensão ortogonais ao vetor da aceleração e as faixas extremas são as que apresentam valores de tensão mais elevados.

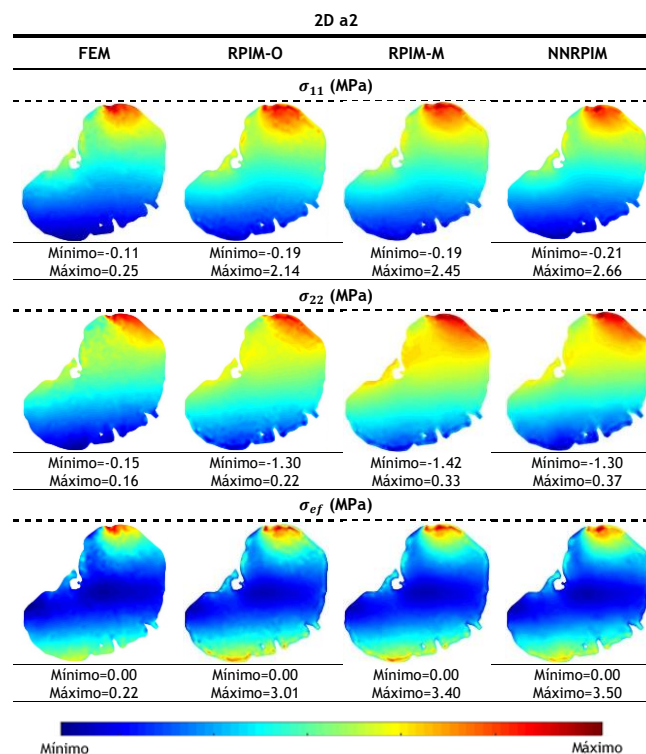


Figura 6.3: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises, σ_{ef} , aplicando a_2 , onde o vetor é $(0; -2.0 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Na Figura 6.4 estão representados os resultados da aplicação de a_3 . Novamente, as isolinhas das tensões são evidentes e perpendiculares ao vetor aceleração e as tensões aparecem, em módulo, máximas nas extremidades do cérebro. As tensões principais aparecem máximas, numa das extremidades, denotam-se que existem te uma predominância de tensões de tração. Seguindo a orientação do vetor aceleração, estes valores vão diminuindo, até que na zona central, os valores das tensões são muito próximos de zero. Os valores continuam a diminuir, até que atingem valores negativos, o que indica que as tensões passam a ser tensões de compressão.

Os resultados obtidos quando se aplica a_4 estão demonstrados na Figura 6.5. Tal como nas imagens anteriores, é visível que as isolinhas das tensões estão orientadas segundo um sentido perpendicular ao sentido do vetor aceleração, sendo que nas extremidades os valores das tensões, em módulo, são máximos, enquanto que na zona central, os valores são muito próximos de zero.

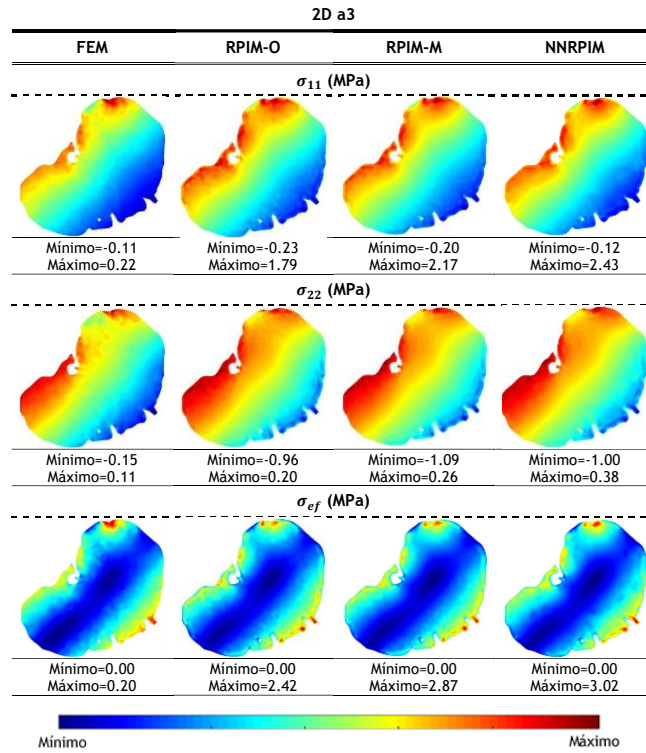


Figura 6.4: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_3 , onde o vetor é $(1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

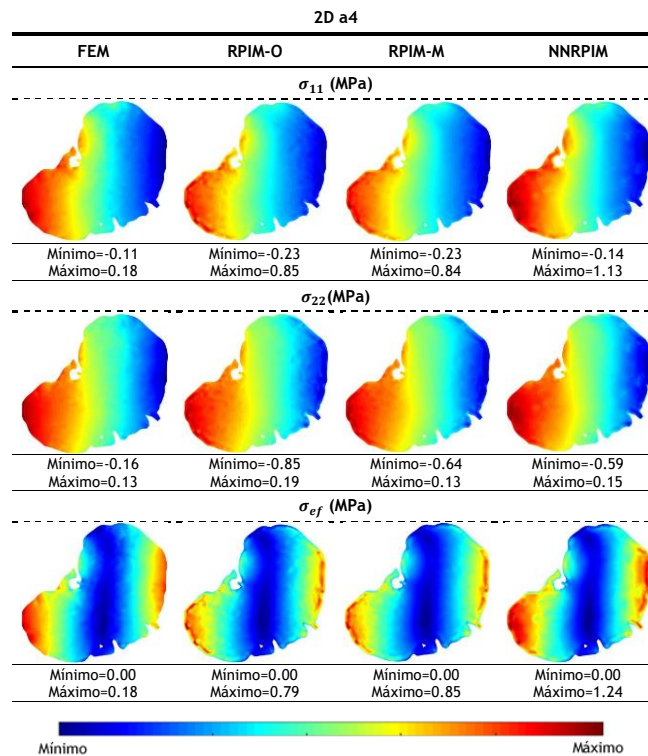


Figura 6.5: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_4 , onde o vetor é $(2.0 \times 10^6; 0)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Relativamente à aplicação da a_5 , os resultados são apresentados na Figura 6.6. Comparando esta figura com a Figura 6.2, pode-se dizer que os resultados são semelhantes, no en-

tanto, as tensões de tração e de compressão aparecem em extremidades opostas. Isto deve-se ao facto de o vetor a_1 e a_5 terem a mesma direção, mas sentidos opostos confirmando que as isolinhas das tensões são perpendiculares ao vetor aceleração e que, nas extremidades os valores das tensões, em módulo, são máximos, enquanto que na região central aproximam-se do valor zero.

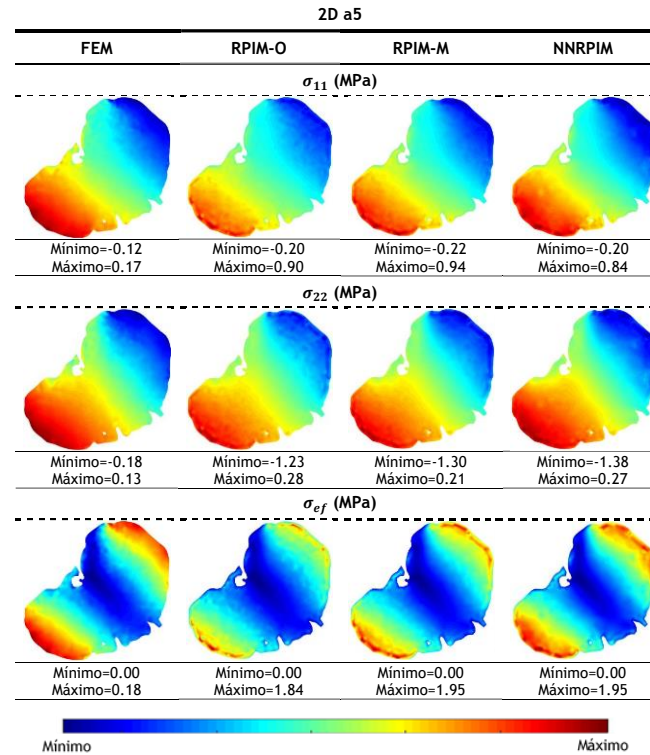


Figura 6.6: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{22} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_5 , onde o vetor é $(1.4142 \times 10^6; 1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Depois de obtidos os mapas de cores das tensões principais e da tensão equivalente de von Mises para a aplicação dos diferentes vetores aceleração, o modelo foi dividido em seis zonas diferentes, com retas perpendiculares ao vetor aceleração, como mostram as Figura 6.7(D), Figura 6.8(D), Figura 6.9(D), Figura 6.10(D) e Figura 6.11 (D). Para cada um desses intervalos foram calculadas as médias das tensões principais e da tensão equivalente de von Mises.

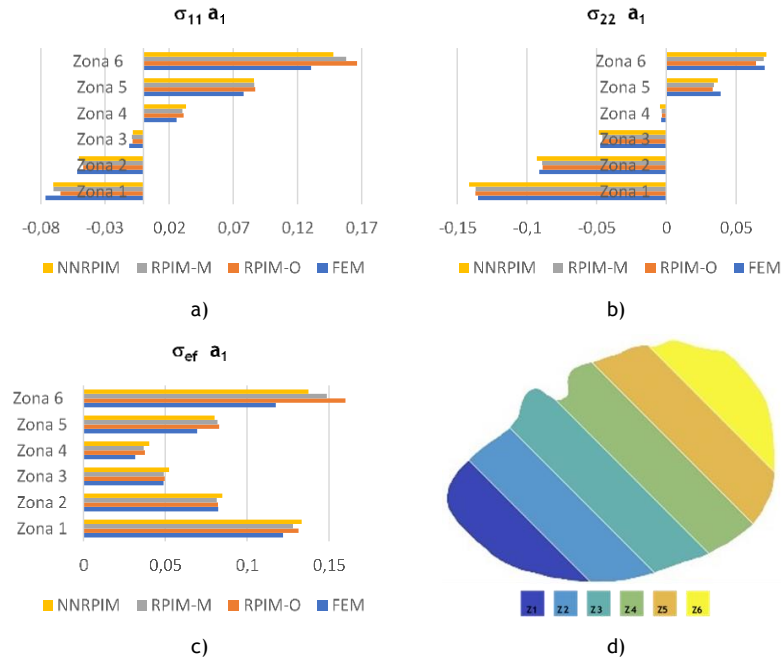


Figura 6.7: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_1

Tabela 6.1: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a_1

Aceleração 1						
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6
σ_{11} (MPa)						
FEM	-0,07642	-0,05179	-0,01117	0,025792	0,077964	0,130541
RPIM-O	-0,06479	-0,04708	-0,00849	0,031211	0,086996	0,166474
RPIM-M	-0,07016	-0,04805	-0,00909	0,030376	0,086318	0,157963
NNRPIM	-0,07033	-0,05033	-0,00837	0,033078	0,086081	0,147966
σ_{22} (MPa)						
FEM	-0,13499	-0,09112	-0,04744	-0,00367	0,0389	0,070494
RPIM-O	-0,13689	-0,08867	-0,04575	-0,0032	0,033202	0,064302
RPIM-M	-0,13674	-0,08903	-0,04595	-0,0033	0,034089	0,069805
NNRPIM	-0,14152	-0,09286	-0,0484	-0,0046	0,036814	0,071805
σ_{ef} (MPa)						
FEM	0,121919	0,082282	0,048942	0,031661	0,069459	0,117503
RPIM-O	0,131425	0,082168	0,049651	0,03758	0,083006	0,160168
RPIM-M	0,127971	0,081519	0,049136	0,036776	0,081841	0,148665
NNRPIM	0,133367	0,084823	0,052363	0,040178	0,08009	0,137441

Através da análise da Tabela 6.1 e da Figura 6.7 a), b) e c) é possível verificar que os valores da primeira tensão principal, σ_{11} , são mais pequenos utilizando o método dos elementos finitos. Comparando todos os métodos sem malha com o método dos elementos finitos, pode-se concluir que existe uma maior diferença entre o FEM e o RPIM-O, sendo essa diferença de cerca de 15% para a zona 1 e de cerca de 27% para a zona 6. Em relação à tensão equivalente de von Mises, as diferenças encontradas não são muito significativas, variando entre 7-9%.

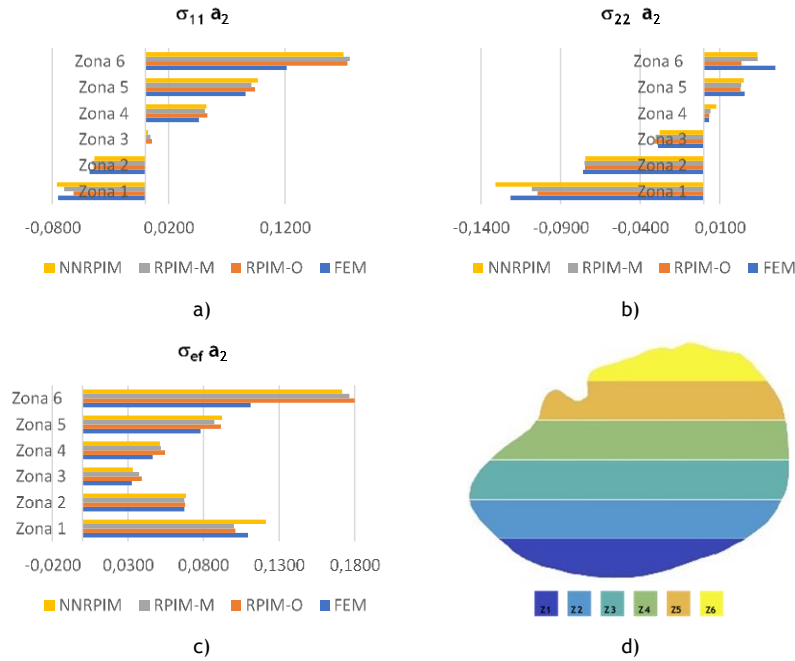


Figura 6.8: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_2

Tabela 6.2: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a_2

Aceleração 2						
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6
σ_{11} (MPa)						
FEM	-0,0751	-0,0481	-0,0001	0,0461	0,0861	0,1215
RPIM-O	-0,0618	-0,0444	0,0057	0,0532	0,0943	0,1737
RPIM-M	-0,0698	-0,0458	0,0044	0,0512	0,0912	0,1759
NNRPIM	-0,0760	-0,0438	0,0024	0,0524	0,0967	0,1705
σ_{22} (MPa)						
FEM	-0,1214	-0,0758	-0,0287	0,0034	0,0257	0,0451
RPIM-O	-0,1044	-0,0746	-0,0310	0,0035	0,0231	0,0237
RPIM-M	-0,1081	-0,0750	-0,0302	0,0044	0,0236	0,0340
NNRPIM	-0,1309	-0,0744	-0,0277	0,0080	0,0251	0,0337
σ_{ef} (MPa)						
FEM	0,1094	0,0674	0,0326	0,0463	0,0780	0,1111
RPIM-O	0,1011	0,0677	0,0392	0,0545	0,0915	0,1799
RPIM-M	0,1001	0,0673	0,0374	0,0518	0,0871	0,1764
NNRPIM	0,1213	0,0685	0,0333	0,0511	0,0924	0,1717

Na Figura 6.8, estão os histogramas referentes às tensões principais, σ_{11} e σ_{22} , e à tensão equivalente de von Mises, σ_{ef} , quando aplicada a_2 . Podemos verificar que, tal como no caso anterior, o FEM tem valores mais baixos que os métodos sem malha para a primeira tensão principal. Neste caso, o mesmo acontece para a tensão equivalente de von Mises. Comparando os métodos sem malhas com o método dos elementos finitos, podemos concluir que existe uma maior discrepância na zona 6 do que na zona 1. Por exemplo, comparando o RPIM-O com

o FEM, para a primeira tensão principal existe uma diferença de cerca de 18% e na zona 6 existe uma diferença de cerca de 43%.

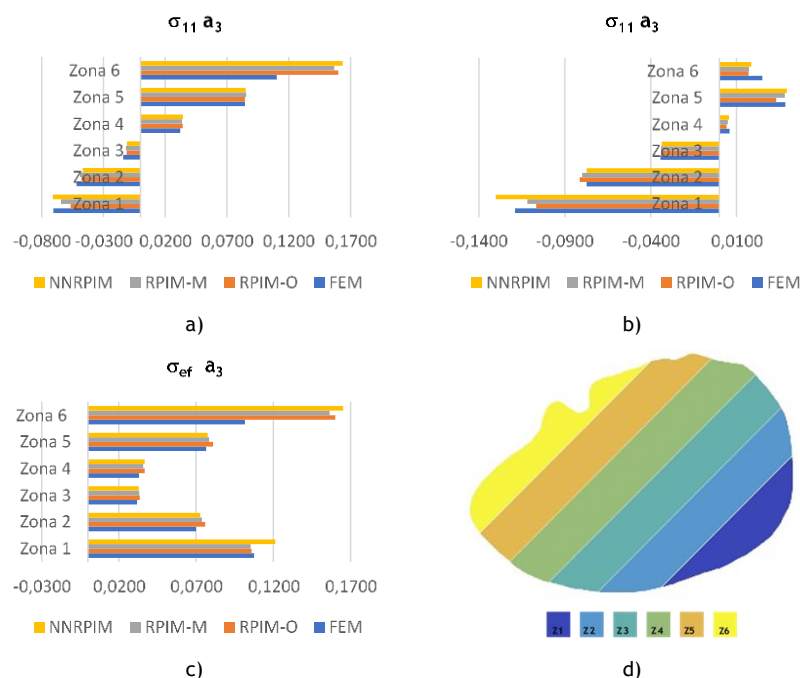


Figura 6.9: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_3

Tabela 6.3: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a_3

Aceleração 3						
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6
σ_{11} (MPa)						
FEM	-0,0706	-0,0518	-0,0140	0,0321	0,0845	0,1102
RPIM-O	-0,0566	-0,0478	-0,0111	0,0341	0,0845	0,1600
RPIM-M	-0,0643	-0,0490	-0,0119	0,0336	0,0854	0,1568
NNRPIM	-0,0709	-0,0467	-0,0109	0,0344	0,0851	0,1637
σ_{22} (MPa)						
FEM	-0,1190	-0,0773	-0,0343	0,0059	0,0384	0,0251
RPIM-O	-0,1067	-0,0814	-0,0340	0,0042	0,0332	0,0170
RPIM-M	-0,1119	-0,0798	-0,0341	0,0049	0,0382	0,0173
NNRPIM	-0,1303	-0,0773	-0,0337	0,0056	0,0393	0,0187
σ_{ef} (MPa)						
FEM	0,1074	0,0700	0,0318	0,0331	0,0766	0,1016
RPIM-O	0,1059	0,0759	0,0335	0,0368	0,0809	0,1602
RPIM-M	0,1053	0,0739	0,0331	0,0357	0,0785	0,1565
NNRPIM	0,1212	0,0727	0,0329	0,0367	0,0775	0,1652

Na Figura 6.9, estão os histogramas referentes às tensões principais, σ_{11} e σ_{22} , e à tensão equivalente de von Mises, σ_{ef} , quando aplicada a_3 . Fazendo uma comparação entre os métodos utilizados, é possível verificar que existe uma maior discrepância na área onde predominam as tensões de tração (zona 6). Considerando a tensão equivalente de von Mises, na zona

1, todos os métodos apresentam resultados idênticos e na zona 6 há uma discrepância significativa entre os métodos sem malha e o método dos elementos finitos (ver Tabela 6.3).

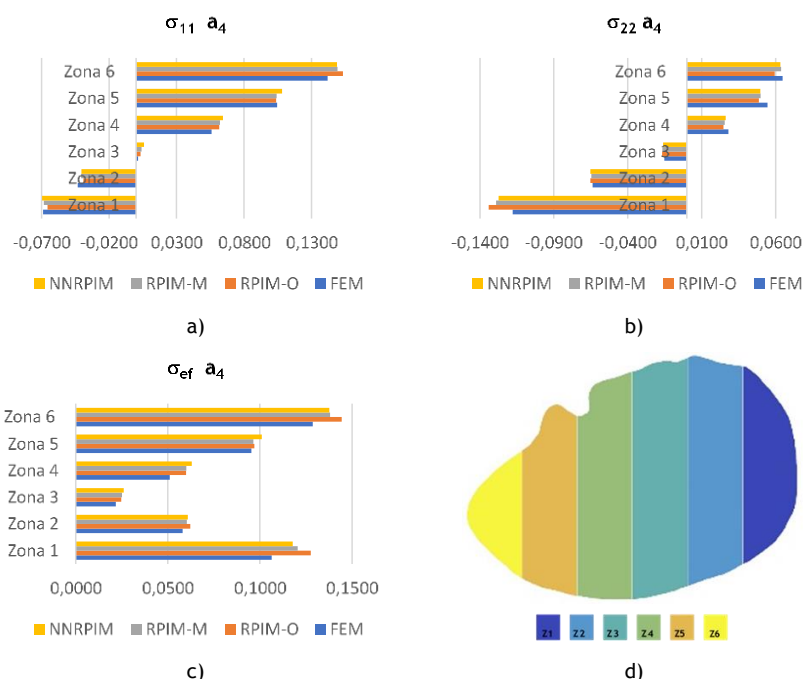


Figura 6.10: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_4

Tabela 6.4: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a_4

Aceleração 4						
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6
σ_{11} (MPa)						
FEM	-0,0689	-0,0432	0,0016	0,0559	0,1046	0,1419
RPIM-O	-0,0656	-0,0390	0,0033	0,0616	0,1038	0,1532
RPIM-M	-0,0684	-0,0407	0,0040	0,0622	0,1042	0,1492
NNRPIM	-0,0697	-0,0404	0,0058	0,0644	0,1082	0,1489
σ_{22} (MPa)						
FEM	-0,1178	-0,0637	-0,0152	0,0282	0,0545	0,0648
RPIM-O	-0,1340	-0,0653	-0,0167	0,0248	0,0487	0,0594
RPIM-M	-0,1291	-0,0646	-0,0165	0,0256	0,0499	0,0638
NNRPIM	-0,1274	-0,0653	-0,0161	0,0263	0,0497	0,0632
σ_{ef} (MPa)						
FEM	0,1064	0,0580	0,0218	0,0511	0,0953	0,1287
RPIM-O	0,1276	0,0622	0,0247	0,0599	0,0970	0,1444
RPIM-M	0,1205	0,0603	0,0251	0,0600	0,0965	0,1380
NNRPIM	0,1178	0,0608	0,0261	0,0630	0,1010	0,1377

Na aplicação de a_4 , as diferenças entre os métodos são significativamente menores em comparação com as outras acelerações já analisadas, tal como se pode verificar através dos histogramas presentes na Figura 6.10 e pelos valores das tensões médias nas diferentes zonas indicados Tabela 6.4.

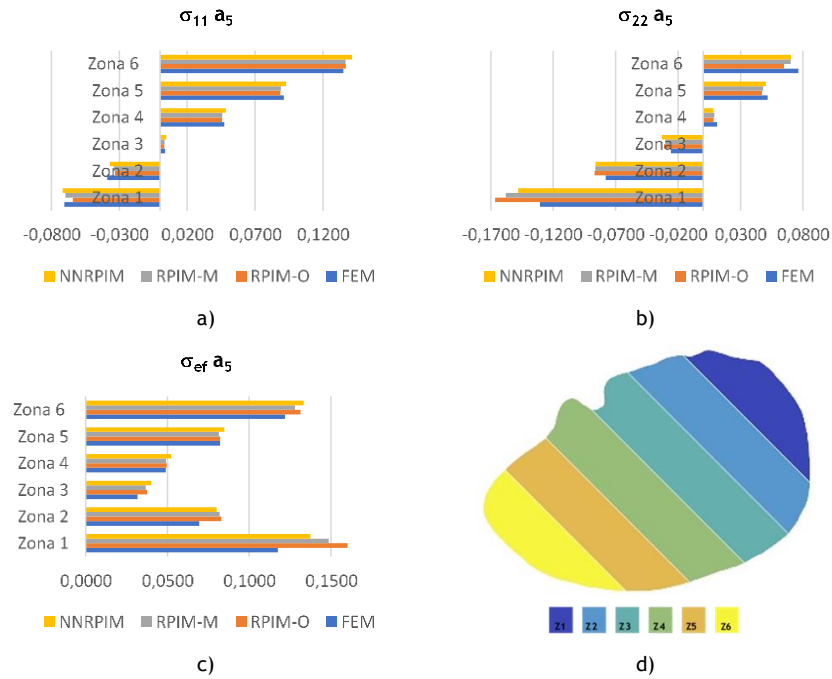


Figura 6.11: Histogramas referentes ao valor médio das tensões principais, a) e b) e da tensão equivalente de von Mises, c) e representação das diferentes zonas em que o modelo foi dividido, d), quando aplicado a_5

Tabela 6.5: Valores médios obtidos nas diferentes zonas, utilizando os diferentes métodos, para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises, aplicando a_5

Aceleração 5						
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6
σ_{11} (MPa)						
FEM	-0,0705	-0,0389	0,0037	0,0474	0,0911	0,1350
RPIM-O	-0,0643	-0,0332	0,0032	0,0457	0,0887	0,1369
RPIM-M	-0,0698	-0,0341	0,0033	0,0459	0,0890	0,1367
NNRPIM	-0,0718	-0,0368	0,0046	0,0484	0,0929	0,1415
σ_{22} (MPa)						
FEM	-0,1305	-0,0780	-0,0258	0,0112	0,0518	0,0764
RPIM-O	-0,1665	-0,0870	-0,0312	0,0085	0,0471	0,0648
RPIM-M	-0,1580	-0,0863	-0,0304	0,0091	0,0481	0,0702
NNRPIM	-0,1480	-0,0861	-0,0331	0,0084	0,0503	0,0703
σ_{ef} (MPa)						
FEM	0,1175	0,0695	0,0317	0,0489	0,0823	0,1219
RPIM-O	0,1602	0,0830	0,0376	0,0497	0,0822	0,1314
RPIM-M	0,1487	0,0818	0,0368	0,0491	0,0815	0,1280
NNRPIM	0,1374	0,0801	0,0402	0,0524	0,0848	0,1334

Na Figura 6.11 estão representados os histogramas que apresentam os valores médios das tensões, nas diferentes zonas em que o cérebro é dividido. Esses valores estão, de forma mais clara, indicados na Tabela 6.5. comparando os métodos utilizados neste caso, conclui-se que não existe muita discrepância, no entanto, e mais uma vez, as maiores diferenças encontram-se entre o método dos elementos finitos e o RPIM, utilizando a formulação original.

Observando da Figura 6.2 à Figura 6.6. podemos verificar que os valores máximos obtidos para as tensões com os métodos sem malha são muito díspares em relação aos valores máxi-

mos obtidos com o método dos elementos finitos. No entanto, tendo em conta os histogramas da Figura 6.7 à Figura 6.11 e os valores das tensões médias nas diferentes zonas em que o cérebro foi dividido (Tabela 6.1 à Tabela 6.58), pode-se concluir que estes não diferem muito entre si. Isto deve-se ao facto de apenas alguns pontos nodais (no caso dos métodos sem malha) terem uma tensão muito elevada. Considerando uma zona em que o cérebro foi dividido, para o cálculo das médias consideram-se todos os pontos nodais que estão incluídos nessa zona, o que significa que, como o número de pontos nodais com uma tensão muito elevada é relativamente pequeno, o valor da média pouco se altera.

6.1.2. Modelo 3D

Na Figura 6.12 estão representados os diferentes sentidos da aceleração que são aplicados ao modelo tridimensional. Embora os vetores tenham diferentes sentidos, a sua magnitude é de $2.0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$, tal como sugerido pelo trabalho de Yang et. al. [104] É de salientar, que os vetores aceleração apenas são impostos num plano paralelo ao plano Oyz , pelo que os resultados apresentados apenas consideram este plano.

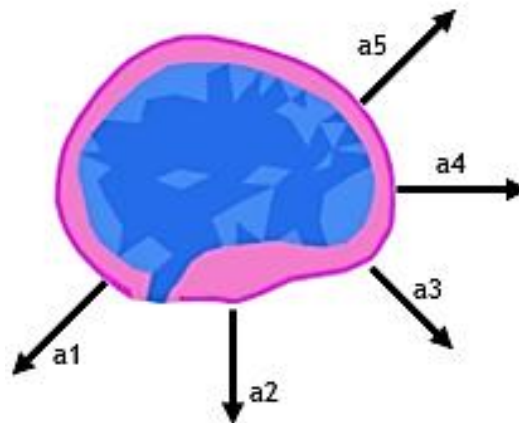


Figura 6.12: Representação do modelo 3D no plano Oyz , com indicação diferentes sentidos do vetor aceleração a que é submetido. Notar que $\|a_1\| = \|a_2\| = \|a_3\| = \|a_4\| = \|a_5\| = 2.0 \times 10^6 \text{ mm s}^{-2}$

Pela Figura 6.13 é possível verificar que, aplicando o vetor de aceleração a_1 , os resultados, em termos espaciais, são muito parecidos com os resultados obtidos com o modelo bidimensional. Para as tensões principais apresentadas, σ_{11} e σ_{33} , podemos verificar que existem extremos, onde o seu valor das tensões principais, em módulo, seguindo a orientação do vetor aceleração, são máximos.

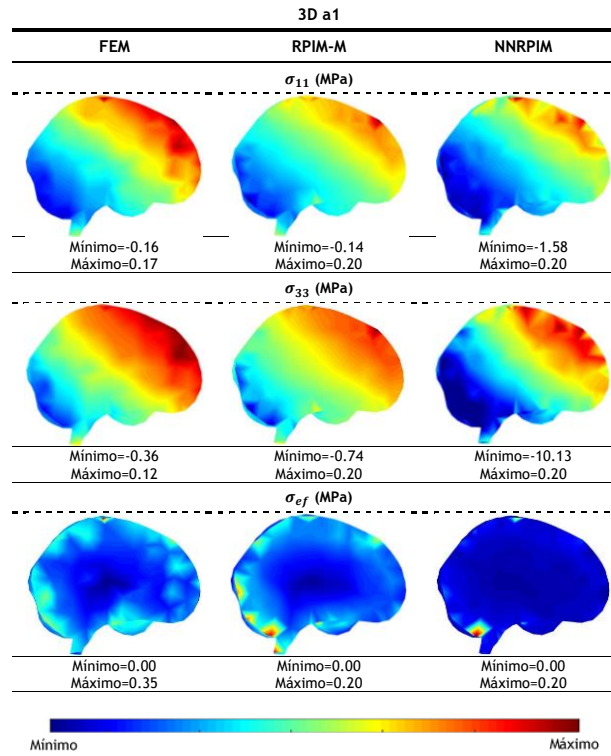


Figura 6.13: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_1 , onde o vetor é $(0; 1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

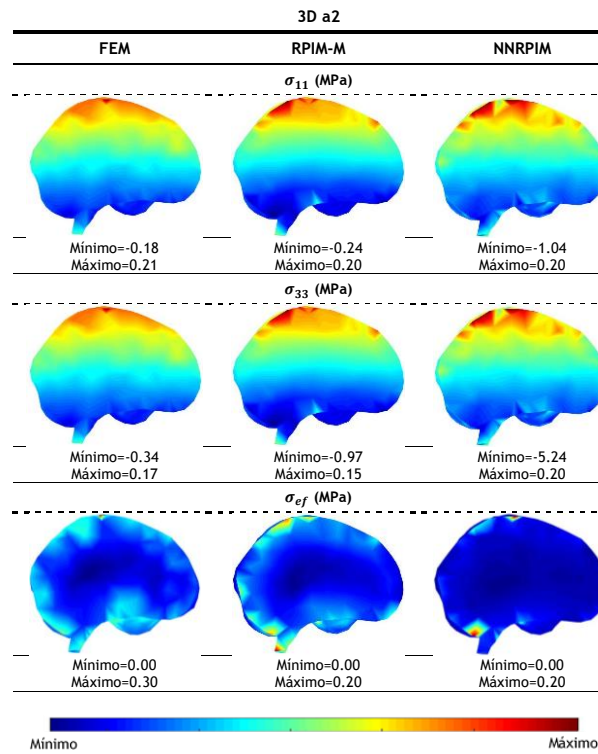


Figura 6.14: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_2 , onde o vetor é $(0; 0; -2.0 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

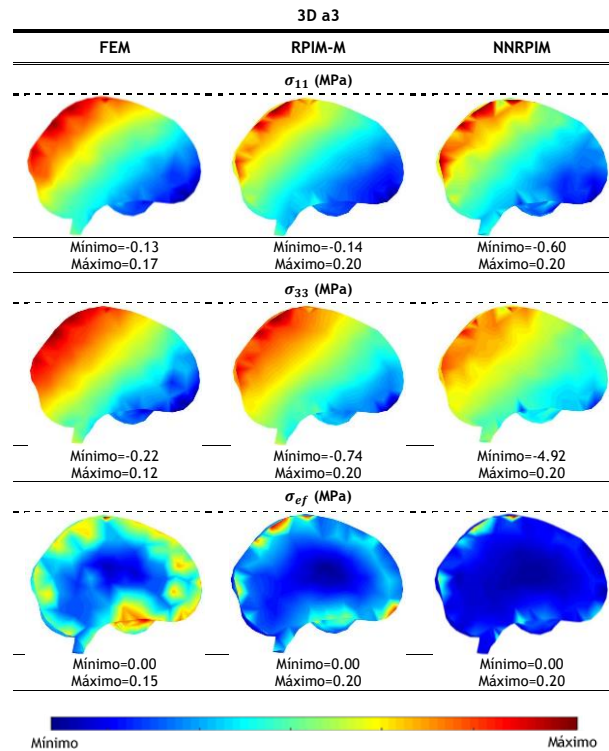


Figura 6.15: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_3 , onde o vetor é $(0; -1.4142 \times 10^6; -1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

Tal como no caso anterior, as isolinhas das tensões principais aparecem perpendiculares ao vetor aceleração, quando aplicado a_2 . Em termos espaciais, os métodos aparecem semelhantes entre si, tal como se pode verificar na Figura 6.14. Seguindo a orientação do vetor aceleração, podemos verificar que os extremos do modelo apresentam valores máximos para as tensões principais.

A orientação dos vetores aceleração, fazem alterar o local onde os valores máximos para as tensões principais, em módulo, são encontrados. E a Figura 6.15 não é exceção. Pode-se verificar, através desta imagem, que os resultados obtidos são semelhantes aos obtidos pela análise bidimensional.

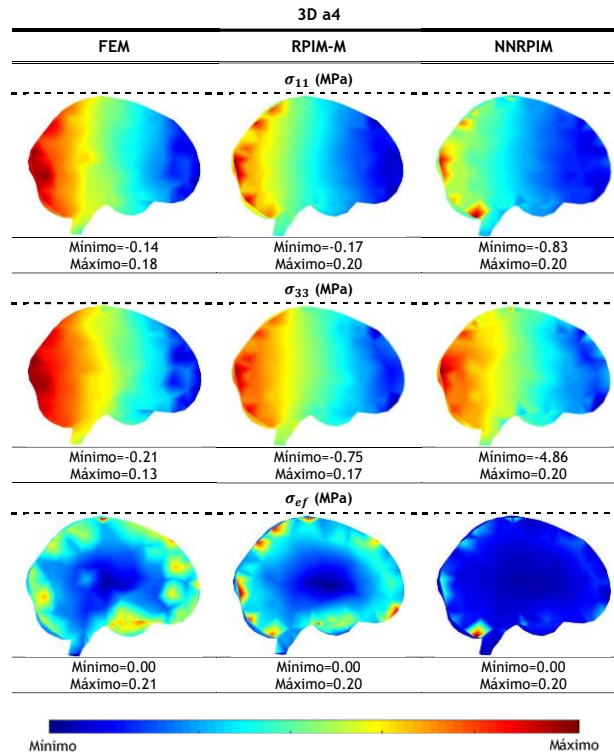


Figura 6.16: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_4 , onde o vetor é $(0; -2.0 \times 10^6; 0)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

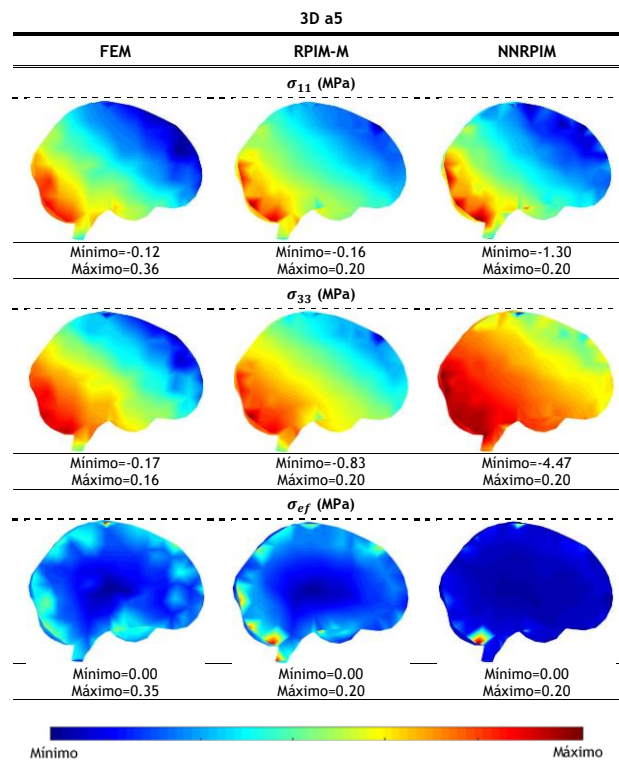


Figura 6.17: Mapa de cores obtido para o campo das tensões principais, σ_{11} e σ_{33} e para a tensão equivalente de von Mises σ_{ef} , aplicando a_5 , onde o vetor é $(0; -1.4142 \times 10^6; 1.4142 \times 10^6)$ para o FEM, RPIM-M e NNRPIM

A análise da Figura 6.16 e da Figura 6.17 é semelhante à análise feita às figuras anteriores. De acordo com a orientação do vetor aceleração, aparecem isolinhas de tensão perpendiculares ao vetor aceleração. Os resultados entre os métodos, são semelhantes, em termos espaciais, embora haja diferenças significativas nos valores máximos e mínimos nas tensões principais e na tensão equivalente de von Mises.

Em todas as imagens anteriores, referentes aos resultados da tensão equivalente de von Mises, pode-se verificar que os mapas de cores em nada se assemelham aos mapas de cores na análise bidimensional. Isto deve-se ao cálculo da própria tensão de von Mises, que na análise bidimensional assume σ_{33} nula.

6.2. Análise de Vibrações Livres

Depois da análise elasto-estática, submeteu-se os modelos a uma análise dinâmica (vibrações livres) com o intuito de compreender qual a frequência natural do cérebro, quais os primeiros modos de vibração e qual a área mais afetada.

6.2.1. Modelo 2D

Depois de realizada a análise de vibrações livres, registaram-se os primeiros dez modos de vibração, utilizando os diferentes métodos: FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM. Os resultados estão apresentados na Figura 6.18. Através da análise desta figura, e comparando os métodos utilizados, conclui-se que os resultados são muito semelhantes entre si, uma vez que, espacialmente, as áreas de maior potencial de movimento são idênticas.

Analisando os modos de vibração, é notório que os primeiros três são mais prejudiciais, ou seja, resultarão em um maior dano cerebral, uma vez que existe, uma grande área, bem delimitada, de potencial de movimento, comparativamente aos restantes modos de vibração. O mesmo não acontece nos restantes modos de vibração (4º a 10º), uma vez que a área com maior potencial de movimento (área a vermelho) é menor.

Através da Tabela 6.6 é possível verificar que à medida que avançamos nos modos de vibração, as correspondentes frequências de vibração obtidas são cada vez maiores. Também se pode concluir que os valores de frequências obtidos com o FEM são maiores em relação aos métodos sem malha. Por exemplo, para o primeiro modo de vibração do cérebro, utilizando o FEM, obtém-se uma frequência de vibração de 5402.548 Hz enquanto utilizando o RPIM-O e RPIM-M, os valores obtidos são de, respetivamente, 5290.362Hz e 5210.878 Hz. O método que obtém valores mais baixos é o NNRPIM, que para o primeiro modo de vibração obtém um valor de 5170.252 Hz. Relativamente ao 10º modo de vibração, é possível verificar que, comparando as frequências de vibração obtidas com o RPIM-M e NNRPIM, estas são mais próximas entre si do que as frequências de vibração obtidas com o RPIM-O e o RPIM-M.

A primeira frequência de vibração obtida representa a frequência natural do cérebro. É fundamental conhecer esta primeira frequência, pois é a frequência de vibração de menor

energia. Induzindo ao cérebro esta frequência de vibração, este entrará em ressonância, o que poderá conduzir a danos no tecido cerebral.

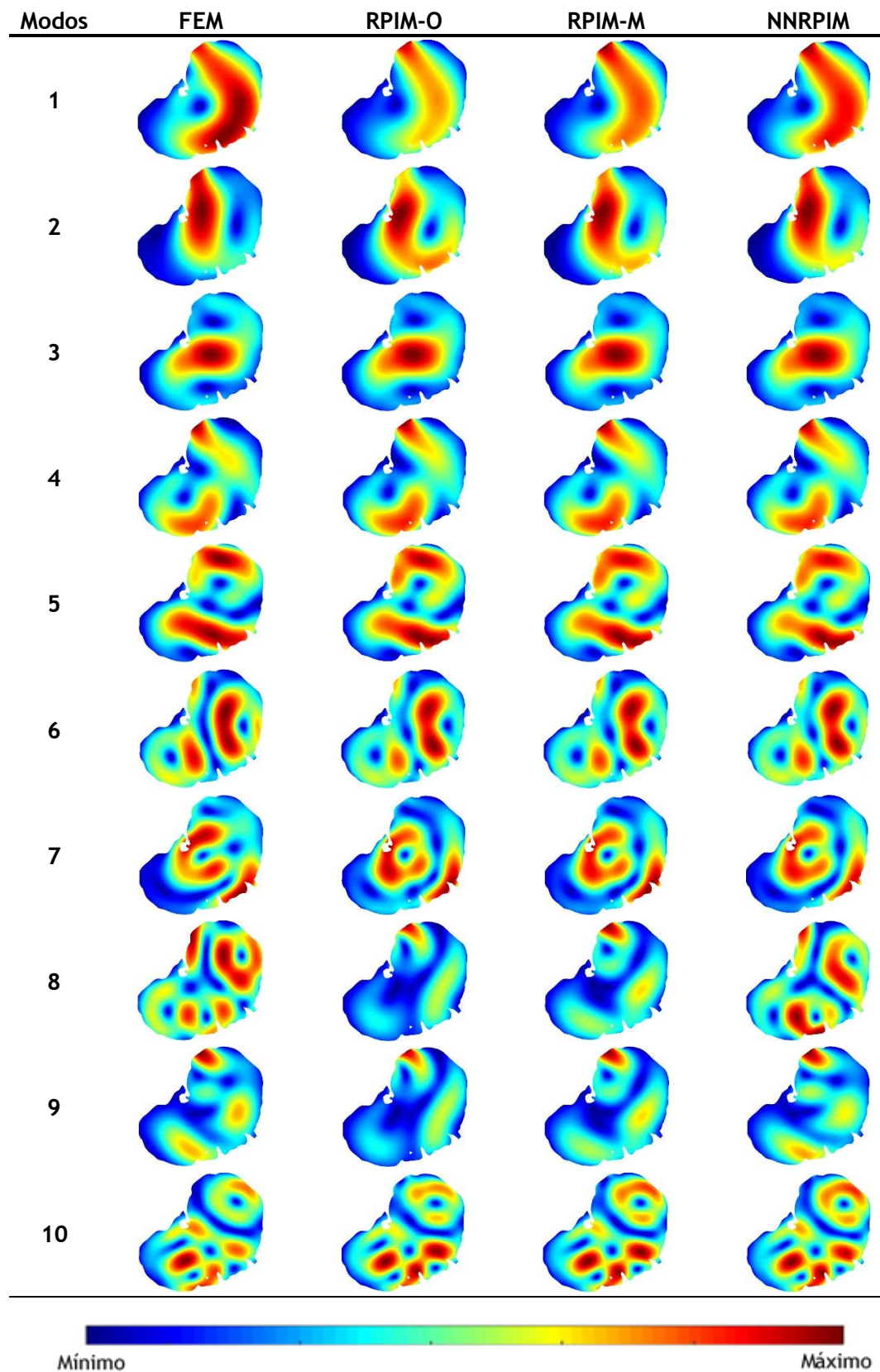


Figura 6.18: Mapas de cores representativos dos primeiros dez modos de vibração utilizando os diferentes métodos: FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Tabela 6.6: Frequências máximas detetadas para os primeiros dez modos de vibração, para os diferentes métodos: FEM, RPIM-O, RPIM-M e NNRPIM

Modo de vibração	FEM (Hz)	RPIM-O (Hz)	RPIM-M (Hz)	NNRPIM (Hz)
1	5402,548	5290,362	5210,878	5170,252
2	5850,573	5722,783	5639,274	5589,828
3	6582,077	6525,218	6422,018	6394,887
4	7468,861	7346,731	7233,274	7163,321
5	8148,427	8075,284	7940,816	7916,894
6	8776,308	8748,668	8618,295	8528,773
7	9146,089	9048,399	8928,68	8814,487
8	9867,793	9808,311	9682,859	9582,084
9	10151,45	9808,311	9682,859	9661,069
10	10586,79	10510,05	10338,67	10224,42

6.2.2. Modelo 3D

Utilizando o modelo 3D, apenas se procedeu à análise de vibrações livres utilizando o método dos elementos finitos. Os resultados estão indicados na Figura 6.19. Pela análise dos resultados pode-se concluir que, em termos espaciais, o modelo do cérebro 3D se comporta de forma semelhante ao modelo de cérebro 2D, onde os três primeiros modos de vibração são mais prejudiciais, uma vez que apresentam uma maior área com maior potencial de movimento relativamente aos outros modos de vibração.

Relativamente às frequências de vibração obtidas, que indicam a frequência natural do cérebro, estas são significativamente mais baixas que as obtidas nos resultados do modelo do cérebro 2D.

Tabela 6.7: Frequências máximas detetadas para os primeiros dez modos de vibração utilizando o FEM

Modo de vibração	FEM (Hz)	Modo de vibração	FEM (Hz)
1	4451,875	6	6480,878
2	4703,187	7	6594,36
3	5253,045	8	7060,146
4	5773,949	9	7116,900
5	5993,104	10	7273,955

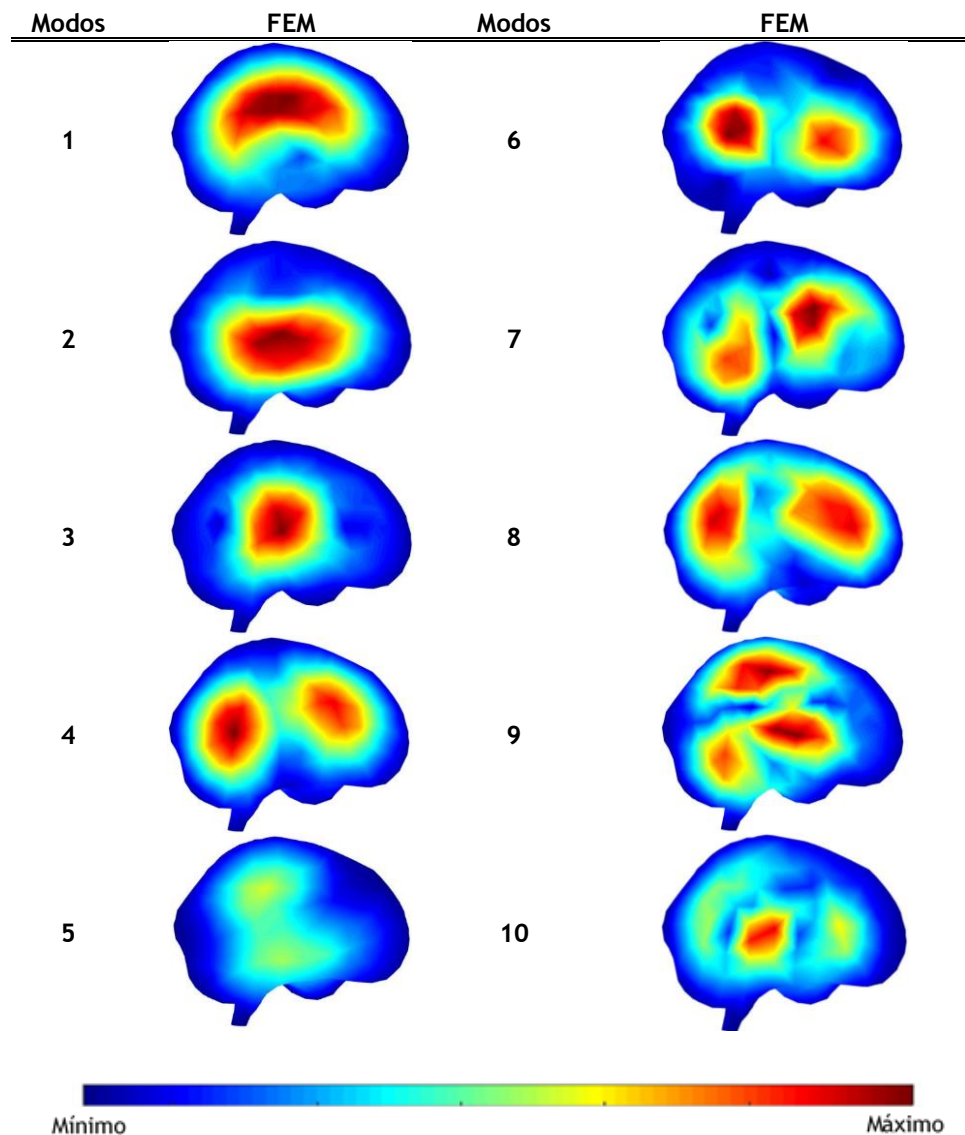


Figura 6.19: Mapas de cores representativos dos primeiros dez modos de vibração utilizando o FEM

6.3. Discussão de Resultados

Neste estudo foram utilizados dois modelos, um bidimensional e outro tridimensional, onde usando a aceleração descrita na literatura correspondente ao pico de aceleração num caso de um impacto, os modelos foram analisados utilizando o FEM e os métodos sem malha, nomeadamente o RPIM e NNRPIM. Em relação ao RPIM, este foi utilizado de duas maneiras diferentes na análise bidimensional, diferenciando os seus parâmetros da função radial multiquadrática (*c e p*). Os dois modelos foram posteriormente utilizados para a análise de vibrações livres.

Na análise elasto-estática, é possível verificar que há uma tendência para surgirem isolinhas, que são perpendiculares ao vetor aceleração imposto. Em todos os casos, bidimensionais e tridimensionais, a tendência é a mesma: seguindo a orientação do vetor aceleração, os extremos dos modelos aparecem com tensões, em módulo, máximas. Os mapas de cores obtidos para σ_{11} e para σ_{22} mostram que, num dos extremos são maioritariamente encontradas

tensões de tração (σ_{11} e σ_{22} positivos) enquanto no outro extremo são encontradas tensões de compressão (σ_{11} e σ_{22} negativos). As tensões equivalentes de von Mises obtidas no caso bidimensional e no caso tridimensional não podem ser comparadas, uma vez que, no caso bidimensional não se considera σ_{33} .

No caso bidimensional, mais especificamente na aplicação de a_2 , os resultados podem ser comparados com os resultados obtidos no trabalho de Marques et al. [103]. Embora em termos espaciais, os mapas de cores para as tensões principais e para a tensão equivalente de von Mises sejam idênticos, os valores máximos e mínimos são substancialmente maiores (em módulo) no presente trabalho. Isto poderá dever-se ao facto de, neste trabalho, as condições de fronteira só serem aplicadas aos nós externos do osso e não a todos os nós pertencentes a todo o material do osso, como acontece no trabalho desenvolvido por Marques et al. [103]

No caso da análise elasto-estática, onde é analisado o comportamento do cérebro quando submetido a uma aceleração, pode concluir-se que o RPIM-M permite obter resultados mais próximos do NNRPIM do que o RPIM-O. Da mesma forma, na análise dinâmica bidimensional o mesmo acontece. A razão poderá ser a seguinte: os parâmetros utilizados na função de base radial multiquadrática para construir as funções de forma do RPIM-M e o NNRPIM são os mesmos ($c = 0.0001$ e $p = 0.9999$), enquanto o RPIM-O utiliza parâmetros diferentes ($c = 1.42$ e $p = 1.03$). Assim, como as funções de forma do RPIM-M e do NNRPIM são semelhantes, é natural que os resultados de ambos os métodos sejam também muito próximos.

Na análise dinâmica tridimensional, apenas se utilizou o FEM. Comparando os resultados obtidos entre o caso bidimensional e tridimensional, pode concluir-se que o modelo tridimensional se comporta, em termos espaciais, de maneira muito idêntica ao modelo bidimensional. No entanto, a frequência natural do cérebro é significativamente menor na análise tridimensional. Tendo em conta os exemplos de frequências de vibração medidas experimentalmente indicadas na secção 4.4, podemos concluir que estas não provocam qualquer tipo de dano cerebral no cérebro, uma vez que são muito inferiores à frequência natural do cérebro e, por isso, não vai ocorrer o fenómeno de ressonância.

Capítulo 7

Conclusões

Este trabalho pretende simular, através de métodos numéricos, o comportamento do tecido cerebral perante a aplicação de uma aceleração, correspondente a um caso típico de impacto e da obtenção da frequência natural do cérebro.

O FEM é um método de discretização que tem a vantagem de ser muito utilizado por diversos programas comerciais. Comparado o FEM com os métodos sem malha, o método dos elementos finitos é mais rápido, uma vez que as funções de forma são mais simples de resolver devido à sua baixa conectividade. No FEM, os elementos mais utilizados são os triangulares e os tetraédricos, uma vez que estes têm a capacidade de, virtualmente, se ajustarem a qualquer geometria. No entanto, todos os métodos mostraram ser uma abordagem eficaz nos diferentes estudos que foram aqui realizados. Note-se que os campos de tensões obtidos na análise elasto-estática e na análise de vibrações permitiu concluir que os resultados obtidos dos diferentes métodos são muito semelhantes.

Nos últimos anos, o foco da exposição à vibração tem sido os problemas músculo-esqueléticos, pelo que em relação à saúde cerebral pouco se pode afirmar. Existem, no entanto, evidências que uma exposição prolongada à vibração pode desencadear lesões cerebrais traumáticas, embora isso não esteja totalmente compreendido e mais investigação seja necessária. No desenvolvimento deste trabalho pode-se verificar que as frequências das vibrações obtidas experimentalmente, descritas na literatura e indicadas no capítulo 4, em comparação com a frequência natural do cérebro obtida não irá resultar numa lesão cerebral. Isto porque as vibrações indicadas no capítulo 4 são muito inferiores às frequências naturais do cérebro. Por exemplo, a lixadeira orbital tem uma frequência de vibração de 100 Hz e a frequência natural do cérebro (correspondente ao 1º modo de vibração) é de 5402,548 Hz para o caso bidimensional, pelo que não há forma de ocorrer o fenómeno de ressonância.

Este estudo tem algumas limitações. Tanto o modelo bidimensional como o tridimensional apenas apresentam quatro estruturas cerebrais (massa branca, massa cinzenta, LCR e osso do crânio), não representando em detalhe todos os componentes cerebrais como os vasos sanguí-

neos, ventrículos, as três camadas das meninges, etc. Adicionalmente, o modelo tridimensional só representa metade do cérebro. Além disso, no estudo, na análise da aplicação da aceleração, foi considerado um regime elástico linear, negligenciando as propriedades mecânicas viscoelásticas do cérebro. Adicionalmente, as propriedades mecânicas da dura-máter foram utilizadas para simular o LCR, uma vez que este, na realidade é um fluido.

Com a execução deste trabalho, pode-se concluir que as simulações podem ajudar na compreensão do mecanismo de cada lesão cerebral, revolucionar medidas preventivas quer para impactos quer para vibrações ou estabelecer novos limites de tolerância, pelo que o conhecimento do cérebro deve continuar e evoluir.

7.1. Considerações Finais

Após a conclusão deste trabalho, torna-se evidente que os modelos necessitam de melhoramentos. A inclusão de novas estruturas, como os ventrículos, meninges e veias, permitirá simular o cérebro de forma mais real e, conseqüentemente obter resultados mais realistas.

A utilização das propriedades mecânicas, que sejam capazes de modelar corretamente o comportamento mecânico do cérebro é de elevada importância. Ao invés de se utilizar um regime elástico linear, utilizar-se-ia uma análise dinâmica, e propriedades mecânicas viscoelásticas do tecido cerebral seriam incluídas.

No futuro, com os melhoramentos propostos, este modelo poderá tornar-se numa ferramenta eficaz para simular, de forma realista, o comportamento do tecido cerebral num ambiente de impacto.

Referências

- [1] K. M. Tse, L. Bin Tan, S. J. Lee, S. P. Lim, e H. P. Lee, «Development and validation of two subject-specific finite element models of human head against three cadaveric experiments», *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 30, pp. 397-415, 2014.
- [2] S. G. Kulkarni, X.-L. Gao, S. E. Horner, J. Q. Zheng, e N. V. David, «Review: Ballistic Helmets - Their design, materials and performance against traumatic brain injury», *Compos. Struct.*, 2013.
- [3] S. Tabish e N. Syed, «Recent advances and future trends in traumatic brain injury», *Emerg. Med.*, vol. 5, 2015.
- [4] D. Garcia-Gonzalez *et al.*, «On the mechanical behaviour of PEEK and HA cranial implants under impact loading», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 69, pp. 342-354, 2017.
- [5] A. Theadoma *et al.*, «Sports-related brain injury in the general population: An epidemiological study», *J. Sci. Med. Sport*, 2014.
- [6] N. Yoganandan, A. M. Nahum, e J. W. Melvin, *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*, 3rd ed. Springer, 2015.
- [7] R. P. Granacher, *Traumatic Brain Injury: Methods for Clinical and Forensic Neuropsychiatric Assessment*. CRC Press LLC, 2003.
- [8] N. K. Kittusamy e B. Buchholz, «Whole-body vibration and postural stress among operators of construction bequiment: A literature review», *J. Safety Res.*, vol. 35, pp. 255-261, 2004.
- [9] R. M. B. Melo, «Exposição Ocupacional a Vibrações Transmitidas ao Corpo Inteiro: Factores Condicionantes na Condução de Autocarros Urbanos», Universidade Técnico de Lisboa, 2006.
- [10] D. Sahoo, C. Deck, e R. Willinger, «Development and validation of an advanced anisotropic visco-hyperelastic human brain FE model», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 33, pp. 24-42, 2014.
- [11] K. Miller *et al.*, «Modelling brain deformations for computer-integrated neurosurgery», *Commun. Numer. Meth. Engng*, vol. 26, pp. 117-138, 2009.
- [12] J. S. Ruan, T. Khalil, e A. I. King, «Dynamic Response of the Human Head to Impact by

- Three-Dimensional Finite Element Analysis», *J. Biomech. Eng.*, vol. 116, pp. 44-50, 1994.
- [13] A. W. Engberg e T. W. Teasdale, «Traumatic brain injury in Denmark 1979-1996. A national study of incidence and mortality», *Eur. J. Epidemiol.*, vol. 17, pp. 437-442, 2001.
- [14] M. Majdan *et al.*, «Epidemiology of traumatic brain injuries in Europe: a cross-sectional analysis», *Lancet Public Heal.*, vol. 1, pp. 76-83, 2016.
- [15] A. E. Forte, S. M. Gentleman, e D. Dini, «On the characterization of the heterogeneous mechanical response of human brain tissue», *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 16, pp. 907-920, 2017.
- [16] R. L. Drake, A. W. Vogl, e A. W. M. Mitchell, *Gray's Anatomy for Students*, 2nd ed. Churchill Livingstone, 2009.
- [17] C. R. Noback, N. L. Strominger, R. J. Demarest, e D. A. Ruggiero, *The Human Nervous System: Structure and Function*, 6th ed. Humana Press, 2005.
- [18] W. F. Boron e E. L. Boulpaep, *Medical Physiology: A Cellular and Molecular Approach*, 2nd ed. Saunders, 2012.
- [19] L. Faria, «A neuroanatomia do revestimento cerebral», *Blog - Meu Cérebro*, 2014. [Em linha]. Disponível em: <http://meucerebro.com/neuroanatomia-revestimento-cerebral/>. [Acedido: 15-Jan-2018].
- [20] P. Dixit e G. R. Liu, «A Review on Recent Development of Finite Element Models for Head Injury Simulations», *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 27, pp. 979-1031, 2017.
- [21] K. Blennow, J. Hardy, e H. Zetterberg, «The Neuropathology and Neurobiology of Traumatic Brain Injury», *Neuron- Cell Press*, vol. 76, pp. 886-899, 2012.
- [22] R. Oliveira, «Traumatismo Cranioencefálico (TCE) e Fraturas Cranianas», *Dr. Rafael Oliveira: Médico Neurocirurgião*. [Em linha]. Disponível em: <https://www.rafaeloliveiraneuro.com/tce>. [Acedido: 16-Jan-2018].
- [23] F. A. Bandak, M. J. Vander Vorst, L. M. Stuhmiller, P. F. Mlakar, W. E. Chilton, e J. H. Stuhmiller, «An Imaging-Based Computational and Experimental Study of Skull Fracture: Finite Element Model Development», *J. Neurotrauma*, vol. 12, pp. 679-688, 1995.
- [24] F. A. O. Fernandes, «Análise Biomecânica de impactos com capacetes: novos materiais e geometrias», Universidade de Aveiro, 2017.
- [25] «Nervous System Disorders (Adult Care Nursing) Part 7», *what-when-how - In Depth Tutorials and Information*. [Em linha]. Disponível em: <http://what-when-how.com/nursing/nervous-system-disorders-adult-care-nursing-part-7/>. [Acedido: 28-Dez-2017].
- [26] D. C. Viano, I. R. Casson, E. J. Pellman, L. Zhang, A. I. King, e K. H. Yang, «Concussion in Professional Football: Brain Responses by Finite Element Analysis: Part 9», *Neurosurgery*, vol. 57, pp. 891-916, 2005.
- [27] R. A. Oeur *et al.*, «A comparison of head dynamic response and brain tissue stress and

- strain using accident reconstructions for concussion, concussion with persistent postconcussive symptoms, and subdural hematoma», *J. Neurosurg.*, vol. 123, pp. 415-422, 2015.
- [28] K. Miller, K. Chinzei, G. Orsengo, e P. Bednarz, «Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation», *J. Biomech.*, vol. 33, pp. 1369-1376, 2000.
- [29] T. J. Horgan e M. D. Gilchrist, «The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics», *Int. J. Crashworthiness*, vol. 8, pp. 353-366, 2003.
- [30] K. Miller, *Biomechanics of the Brain*. The University of Western Australia, Crawley/Perth, Australia, 2011.
- [31] K. K. Darvish e J. R. Crandall, «Nonlinear viscoelastic effects in oscillatory shear deformation of brain tissue», *Med. Eng. Phys.*, vol. 23, pp. 633-645, 2001.
- [32] K. Miller e K. Chinzei, «Mechanical properties of brain tissue in tension», *J. Biomech.*, vol. 35, pp. 483-490, 2002.
- [33] L. Zhang, K. H. Yang, e A. I. King, «A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury», *J. Biomech. Eng.*, vol. 126, pp. 226-236, 2004.
- [34] J. D. Finan, S. N. Sundaresh, B. S. Elkin, G. M. I. McKhann, e B. I. Morrison, «Regional mechanical properties of human brain tissue for computational models of traumatic brain injury», *Acta Biomater.*, vol. 55, pp. 333-339, 2017.
- [35] J. Zhang, M. A. Green, R. Sinkus, e L. E. Bilston, «Viscoelastic properties of human cerebellum using magnetic resonance elastography», *J. Biomech.*, vol. 44, pp. 1909-1913, 2011.
- [36] S. Kleiven e H. von Holst, «Consequences of head size following trauma to the human head», *J. Biomech.*, vol. 35, pp. 153-160, 2002.
- [37] J.-S. Raul, D. Baumgartner, R. Willinger, e B. Ludes, «Finite element modelling of human head injuries caused by a fall», *Int. J. Legal Med.*, vol. 120, pp. 212-218, 2006.
- [38] J.-X. Jin, J.-Y. Zhang, X.-W. Song, H. Hu, X.-Y. Sun, e Z.-H. Gao, «Effect of Cerebrospinal Fluid Modeled with Different Material Properties on a Human Finite Element Head Model», *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 15, pp. 1-19, 2015.
- [39] H. Mao *et al.*, «Development of a Finite Element Human Head Model Partially Validated With Thirty Five Experimental Cases», *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, pp. 1-15, 2013.
- [40] C. M. Cabral, «Acústica Industrial: aplicação da análise de vibrações e ruído à identificação de fontes de ruído em ambiente industrial», Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, 2012.
- [41] «Linha de Cuidado Nas Urgências/Emergências Traumatológicas», *Curso de Especialização em Linhas de Cuidado em Enfermagem - Urgência e Emergência*. [Em linha]. Disponível em: https://unasus2.moodle.ufsc.br/pluginfile.php/15745/mod_resource/content/5/un03

- /top05p01.html. [Acedido: 15-Jan-2018].
- [42] J. L. P. Rando, V. R. Medina, I. P. Gómez, A. L. Calvo, e I. M. S. Amaya, «Forensic pathology and associated neurology of head injury. Practical aspects», *Cuad. med. forense [online]*, vol. 52, pp. 87-118, 2008.
 - [43] S. V. Deshmukh e S. G. Patil, «A Review Of Influence Of Hand Transmitted Vibration On Health: Due To Hand Held Power Tools», *Int. J. Eng. Res. Technol.*, vol. 1, pp. 1-17, 2012.
 - [44] «Ministério do Trabalho e da Solidariedade Social», *Diário da República*, vol. I Série-A, pp. 1531-1538, 2006.
 - [45] N. F. O. C. dos Santos, «Vibrações Induzidas por Tráfego na Via e na Envolvente de Linhas Ferroviárias: Modelação Numérica 3D e Validação Experimental», Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2013.
 - [46] W. Qassem, M. O. Othman, e S. Abdul-Majeed, «The effects of vertical and horizontal vibrations on the human body», *Med. Eng. Phys.*, vol. 16, pp. 151-161, 1994.
 - [47] NAPIT, «Whole-Body Vibration: causes, effects and cures», *Health and Safety*. [Em linha]. Disponível em: [http://www.napitonline.com/downloads/CP 3 07 P 22-23 Health and Safety Vibration.pdf](http://www.napitonline.com/downloads/CP_3_07_P_22-23_Health_and_Safety_Vibration.pdf).
 - [48] C. T. Haas, S. Turbanski, K. Kessler, e D. Schmidtbleicher, «The effects of random whole-body-vibration on motor symptoms in Parkinson's disease», *NeuroRehabilitation*, vol. 21, pp. 29-36, 2006.
 - [49] P. (Manu) Donati *et al.*, *Workplace exposure to vibration in Europe: an expert review*. European Agency for Safety and Health at Work (EU-OSHA): European Risk Observatory Report, 2008.
 - [50] M. Peixe, «Medição e avaliação de Vibrações no Corpo Humano em Equipamentos de Movimentação de Materiais», Universidade de Coimbra, 2008.
 - [51] S. P. Packer, «Estudo Sobre a Influência da Vibração na Execução de Tarefas de Pilotos de Aeronaves», Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2008.
 - [52] A. W. Salmoni, A. P. Cann, E. K. Gillin, e T. R. Eger, «Case studies in whole-body vibration assessment in the transportation industry-Challenges in the field», *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 38, pp. 783-791, 2008.
 - [53] S. S. Rao, *The Finite Element Method in Engineering*, 4th ed. Elsevier Science & Technology Books, 2004.
 - [54] J. M. R. S. Tavares, *Comunicação Interna: Introdução ao Método dos Elementos Finitos*. 1998.
 - [55] T. Y. Chao e W. K. Chow, «A Review on the Applications of Finite Element Method to Heat Transfer and Fluid Flow», *Int. J. Archit. Sci.*, vol. 3, pp. 1-19, 2002.
 - [56] S. C. M. Santos, «Estudo Biomecânico da Articulação Temporomandibular», Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2008.
 - [57] Á. F. M. Azevedo, *Método dos Elementos Finitos*, 1ª. 2003.
 - [58] M. E. T. da Silva, «Estudo Biomecânico de um Feto Durante um Parto Vaginal»,

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.

- [59] G. R. Liu e M. B. Liu, *Smoothed Particle Hydrodynamics: A Meshfree Particle Method*. USA: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2003.
- [60] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics :Bone Tissue Remodelling Analysis*. Porto: Springer, 2014.
- [61] G. R. Liu, *Meshfree methods : moving beyond the finite element method*, 2nd ed. CRC Press, 2010.
- [62] V. P. Nguyen, T. Rabczuk, S. Bordas, e M. Duflot, «Meshless methods: A review and computer implementation aspects», *Math. Comput. Simul.*, vol. 79, pp. 763-813, 2008.
- [63] K. M. Liew, X. Zhao, e A. J. M. Ferreira, «A review of meshless methods for laminated and functionally graded plates and shells», *Compos. Struct.*, vol. 93, pp. 2031-2041, 2011.
- [64] J. Belinha, R. M. N. Jorge, e L. M. J. S. Dinis, «Bone tissue remodelling analysis considering a radial point interpolator meshless method», *Eng. Anal. Bound. Elem.*, vol. 36, pp. 1660-1670, 2012.
- [65] G. R. Liu, G. Y. Zhang, Y. T. Gu, e Y. Y. Wang, «A meshfree radial point interpolation method (RPIM) for three-dimensional solids», *Comput Mech*, vol. 36, pp. 421-430, 2005.
- [66] S. Moreira, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, e R. M. N. Jorge, «Análise de vigas laminadas utilizando o natural neighbour radial point interpolation method», *Rev. Int. Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ing.*, vol. 30, pp. 108-120, 2014.
- [67] J. Belinha, «Meshless Methods: The Future of Computational Biomechanical Simulation», *J. Biom. Biostat.*, vol. 7, n. 4, 2016.
- [68] L. M. J. S. Dinis, R. M. N. Jorge, e J. Belinha, «Analysis of 3D solids using the natural neighbour radial point interpolation method», *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, vol. 196, pp. 2009-2028, 2007.
- [69] V. D. P. Sá, «Biomechanical simulation of chromosomes», Faculdade de engenharia da Universidade do Porto, 2017.
- [70] A. Rezaei, H. Sarvghad-Moghaddam, A. Eslaminejad, M. Ziejewski, e G. Karami, «Skull Deformation has no Impact on the Variation of Brain Intracranial Pressure», *Biomed. Biotechnol. Eng.*, vol. 3, 2016.
- [71] D. W. A. Brands, P. H. M. Bovendeerd, e J. S. H. M. Wismans, «On the potential importance of non-linear viscoelastic material modelling for numerical prediction of brain tissue response: test and application», *Stapp Car Crash J.*, vol. 46, pp. 1-19, 2002.
- [72] J. S. Ruan, T. Khalil, e A. I. King, «Human Head Dynamic Response to Side Impact by Finite Element Modeling», *J. Biomech. Eng.*, vol. 113, pp. 276-283, 1991.
- [73] K. K. Wahi e H. C. Merchant, «Mechanical Response of a Head Injury Model with Viscoelastic Brain Tissue», *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 5, pp. 303-321, 1997.
- [74] T. B. Khalil e R. P. Hubbard, «Parametric Study of Head Responde by Finite Element Modeling», *J. Biomech.*, vol. 10, pp. 119-132, 1977.

- [75] R. J. H. Cloots, H. M. T. Gervaise, J. A. W. Van Dommelen, e M. G. D. Geers, «Biomechanics of Traumatic Brain Injury: Influences of the Morphologic Heterogeneities of the Cerebral Cortex», *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 1203-1215, 2008.
- [76] D. Sahoo, C. Deck, N. Yoganandan, e R. Willinger, «Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture», *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 28, pp. 340-353, 2013.
- [77] H.-S. Kang, R. Willinger, B. M. Diaw, e B. Chinn, «Validation of a 3D Anatomic Human Head Model and Replication of Head Impact in Motorcycle Accident by Finite Element Modeling». SAE International , 1997.
- [78] C. Deck e R. Willinger, «Improved head injury criteria based on head FE model», *Int. J. Crashworthiness*, vol. 13, pp. 667-678, 2008.
- [79] L. Zhang, K. H. Yang, e A. I. King, «Comparison of brain responses between frontal and lateral impacts by finite element modeling», *J. Neurotrauma*, vol. 18, pp. 21-30, 2001.
- [80] J. Zhang, N. Yoganandan, F. A. Pintar, e T. A. Gennarelli, «Brain Strains in Vehicle Impact Tests», em *Annual Proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 2006, vol. 50, pp. 1-12.
- [81] J. Yao, J. Yang, e D. Otte, «Investigation of head injuries by reconstructions of real-world vehicle-versus-adult-pedestrian accidents», *Saf. Sci.*, vol. 46, pp. 1103-1114, 2008.
- [82] A. M. Nahum, R. Smith, e C. C. Ward, «Intracranial Pressure Dynamic During Head Impact», em *Proc. 21st Stapp Car Crash Conf.*, 1977.
- [83] A. M. Nahum e R. Smith, «An Experimental Model for Closed Head Impact Injury», em *Proc. 20th Stapp Car Crash Conf*, 1976.
- [84] X. Trosseille, C. Tarriere, F. Lavaste, F. Guillon, e A. Domont, «Development of a F.E.M. of the human head according to a specific test protocol», em *Proceedings, 36th Stapp Car Crash Conference*, 1992.
- [85] W. Hardy, C. Foster, M. Mason, K. Yang, A. King, e S. Tashman, «Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray», *Stapp Car Crash J*, vol. 45, pp. 337-368, 2001.
- [86] A. Horton, A. Wittek, e K. Miller, «Subject-Specific Biomechanical Simulation of Brain Indentation Using a Meshless Method», *Med. Image Comput. Comput. Interv.*, pp. 541-548, 2007.
- [87] A. Horton, A. Wittek, G. R. Joldes, e K. Miller, «A meshless Total Lagrangian explicit dynamics algorithm for surgical simulation», *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng.*, vol. 26, pp. 977-998, 2010.
- [88] G. Y. Zhang, A. Wittek, G. R. Joldes, X. Jin, e K. Miller, «A three-dimensional non linear meshfree algorithm for simulating mechanical responses of soft tissue», *Eng. Anal. Bound. Elem.*, vol. 42, pp. 60-66, 2014.
- [89] W. Taylor, D. Wasserman, V. Behrens, D. Reynolds, e S. Samueloff, «Effect of the air

- hammer on the hands of stonecutters. The limestone quarries of Bedford, Indiana, revisited.», *Br. J. Ind. Med.*, vol. 41, pp. 289-295, 1984.
- [90] S. Kihlberg, «Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder», *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 16, pp. 1-8, 1995.
- [91] S. Kihlberg, M. Attebrant, G. Gemne, e A. Kjellberg, «Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the hand-arm system», *Occup. Environ. Med.*, vol. 52, pp. 731-737, 1995.
- [92] S. Rakheja, R. Dong, D. Welcome, e A. W. Schopper, «Estimation of tool-specific isolation performance of antivibration gloves», *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 30, pp. 71-87, 2002.
- [93] K. Hamouda, S. Rakheja, P. Marcotte, e K. N. Dewangan, «Fingers vibration transmission performance of vibration reducing gloves», *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 62, pp. 55-69, 2017.
- [94] A. Antonucci, A. Barr, B. Martin, e D. Rempel, «Effect of Bit Wear on Hammer Drill Handle Vibration and Productivity», *J Occup Env. Hyg*, vol. 14, pp. 642-651, 2017.
- [95] R. Oddo, T. Loyau, P. E. Boileau, e Y. Champoux, «Design of a suspended handle to attenuate rockdrill hand-arm vibration: model development and validation», *J. Sound Vib.*, vol. 275, pp. 623-640, 2004.
- [96] D. Waddington, J. Woodcock, M. G. Smith, S. Janssen, e K. P. Waye, «CargoVibes: human response to vibration due to freight rail traffic», *Int. J. Rail Transp.*, vol. 3, pp. 233-248, 2015.
- [97] H. Shi e P. Wu, «Flexible vibration analysis for car body of high-speed EMU», *J. Mech. Sci. Technol.*, vol. 30, pp. 55-66, 2016.
- [98] C. F. Hung e W. L. Hsu, «Influence of long-wavelength track irregularities on the motion of a high-speed train», *Veh. Syst. Dyn.*, vol. 56, pp. 95-112, 2018.
- [99] J. Kogut, G. Degrande, W. Haegeman, e L. Karl, «In situ vibration measurements on the high speed track L2 Brussels-Köln», *IABSE Symp. Rep.*, pp. 15-27, 2003.
- [100] T. Matoba, M. Chiba, e T. Sakurai, «Body reactions during chain saw work», *Br. J. Ind. Med.*, vol. 42, pp. 667-671, 1985.
- [101] J.-G. Yan *et al.*, «Cumulative Brain Injury from Motor Vehicle-Induced Whole- Body Vibration and Prevention by Human Apolipoprotein A-I Molecule Mimetic (4F) Peptide (an Apo A-I Mimetic)», *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.*, vol. 12, pp. 2759-2773, 2015.
- [102] J. Muir, D. P. Kiel, e C. T. Rubin, «Safety and severity of accelerations delivered from whole body vibration exercise devices to standing adults», *J. Sci. Med. Sport*, vol. 15, pp. 526-531, 2013.
- [103] M. Marques, J. Belinha, L. M. J. Dinis, e R. N. Jorge, «A brain impact stress analysis using advanced discretization meshless techniques», *J Eng. Med.*, pp. 1-14, 2018.
- [104] B. Yang *et al.*, «Development of a Finite Element Head Model for the Study of Impact Head Injury», *Biomed Res. Int.*, pp. 1-14, 2014.